

# Universität Rostock



Traditio et Innovatio

Aus der Klinik für Chirurgie,  
Abteilung für Unfall- Hand- und Wiederherstellungschirurgie  
der Universität Rostock

**Interpretation von Ergebnissen einer klinischen Beobachtungsstudie so-  
wie Entwicklung und Anwendung eines Prüfstandes zur biomechanischen  
und laseroptischen Evaluation eines gelenkübergreifenden dynamischen  
Fixateur externe an der Kunsthand**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität Rostock

vorgelegt von  
Ingmar Rinas  
geboren am 03.01.1986 in Berlin

Rostock, September 2019

[https://doi.org/10.18453/rosdok\\_id00002714](https://doi.org/10.18453/rosdok_id00002714)

Dekan: Prof. Dr. med. univ. Emil Christian Reisinger

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier,  
Chirurgische Klinik und Poliklinik, Abt. für Unfall- Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Universität Rostock
2. PD Dr.-Ing. habil. Heiner Martin  
Universitätsmedizin Rostock  
Institut für Biomedizinische Technik
3. Prof. Dr. med. Axel Ekkernkamp  
Unfallkrankenhaus Berlin, Klinik und Poliklinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie und Rehabilitative Medizin, Universitätsmedizin Greifswald

Datum der Einreichung: 09.09.2019

Datum der Promotion: 02.06.2020

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>IV</b>
------------------------------	-----------

<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>VI</b>
----------------------------	-----------

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>VII</b>
------------------------------	------------

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Inzidenz distaler Radiusfrakturen	1
1.2	Funktionelle Anatomie des distalen Radius	2
1.3	Diagnostik und Klassifikation von distalen Radiusfrakturen	4
1.4	Therapeutische Optionen distaler Radiusfrakturen	10
1.4.1	Konservative Therapie	10
1.4.2	Operative Therapie	10
1.4.2.1	Geschlossene Reposition und gelenkübergreifende (dynamische) externe Fixation	11
1.4.2.2	Geschlossene Reposition und nicht-gelenkübergreifende externe Fixation	13
1.4.2.3	Geschlossene Reposition und interne Fixation mittels Marknagelosteosynthese	13
1.4.2.4	Offene Reposition und interne Fixation mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese	14
1.4.2.5	Bioresorbierbare Implantate und arthroskopisch assistierte Verfahren	14
1.5	Komplikationen nach operativer Versorgung distaler Radiusfrakturen	15
1.6	Biomechanische Evaluation der operativen Verfahren am Knochenmodell	16
<b>2</b>	<b>Ziel der Arbeit</b>	<b>19</b>

---

<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>20</b>
3.1	Klinische Beobachtungsstudie	20
3.1.1	Studiendesign, radiologische und funktionelle Untersuchungen, Fragebögen und Scores	20
3.1.2	Operative Versorgung und Implantatentfernung	22
3.2	Analyse der Biomechanik unter physiologischen und pathologischen Bedingungen am Modell	23
3.2.1	Der Prüfstand	23
3.2.2	Materialien und Geräte	28
3.2.3	Erfassung biomechanischer Charakteristika im Prüfstand	29
3.2.3.1	Präparation und Positionierung der Kunsthände	29
3.2.3.2	Kraftmessung, Berechnungen und Aufzeichnung der Bewegungen	32
3.3	Datenerfassung/Nachuntersuchung und statistische Auswertung	37
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>38</b>
4.1	Auswertung der klinischen Studie	38
4.1.1	Anthropometrische und klinische Charakteristika der Patienten	38
4.1.2	Behandlungsergebnisse nach externer dynamischer Fixation	38
4.1.2.1	Radiologische Ergebnisse	38
4.1.2.2	Funktionelle Ergebnisse	39
4.2	Evaluation des Prüfstandes bei intakter Knochenstruktur	42
4.3	Evaluation des Fixateur externe im Frakturmodell	44
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>47</b>
5.1	Einordnung der Studienergebnisse in den wissenschaftlichen Kontext	47
5.2	Positionierung des Implantatdrehzentrums	50
5.3	Gibt es den optimalen Mobilisationszeitpunkt nach externer dynamischer Fixation?	52
5.4	Überlegungen zum Implantatdesign	53



---

5.5	Fehlerhaft ausgerichtete Implantatachse erschwert die Mobilisation des Handgelenkes	54
5.6	Zusätzliche Osteosyntheseverfahren erlauben eine suffiziente Stabilisierung im einfachen Frakturmodell	54
5.7	Grenzen des entwickelten Prüfstandes	55
<b>6</b>	<b>Fazit und Ausblick</b>	<b>60</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>61</b>
<b>8</b>	<b>Thesen</b>	<b>63</b>
<b>9</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>64</b>
<b>10</b>	<b>Anhang</b>	<b>73</b>
<b>11</b>	<b>Danksagung</b>	<b>79</b>
<b>12</b>	<b>Eidesstattliche Erklärung</b>	<b>79</b>
<b>13</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>81</b>

---

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Das "Drei-Säulen-Modell" des distalen Radius nach Rikli	4
Abb. 2: Klassifikation der Radiusfrakturen nach Frykman	6
Abb. 3: Position der Karpalbögen nach Gilula	8
Abb. 4: Darstellung des nicht-gelenkübergreifenden Fixateur externe nach Ombrédanne und Lambotte	12
Abb. 5: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus	18
Abb. 6: Darstellung relevanter Achsen im Prüfstand	18
Abb. 7: Bestimmung des radialen und palmaren Inklinationswinkels	21
Abb. 8: Bestimmung der Ulnavarianz in schematischer und radiologischer Darstellung	22
Abb. 9: Schematische Darstellung des dynamischen Teststandes	24
Abb. 10: CAD-Modell der Baugruppe Grundplatte	25
Abb. 11: CAD-Modell der Baugruppe Stempel	26
Abb. 12: Versuchsaufbau mit Bogenmaßstab und arretierbarem Greifarm	27
Abb. 13: CAD-Modell des dynamischen Prüfstandes mit markierten Drehachsen	28
Abb. 14: Anatomisches Modell im Prüfstand sowie schematische Darstellung des Bewegungszyklus	31
Abb. 15: Prüfstand mit instrumentierter Kunsthand und vergrößerte Darstellung im Modell mit Position der Reflektoren	33
Abb. 16: Darstellung der Kunsthand im Frakturmodell	35
Abb. 17: Exemplarische Darstellung der erfassten Bewegungen	37
Abb. 18: Darstellung der radiologischen Ergebnisse	39
Abb. 19: Funktionelle Ergebnisse im Verlauf	40
Abb. 20: Entwicklung der relativen Hand- und Fingerkraft	41

Abb. 21: Exemplarische Darstellung der Kraft-Wege Diagramme	43
Abb. 22: Bestimmung der Verlustarbeit im Frakturmodell	45
Abb. 23: Breite des Frakturspaltes relativ zur Positionierung der Implantat- achse des Fixateur externe ohne (-) und mit (+) Verwendung von K-Drähten	46
Abb. 24: Herstellerhinweise zur Positionierung der Implantatachse des Fixateur externe	51
Abb. 25: Alternative Versuchsvorrichtung nach Palmer	57
Abb. 26: Alternative Versuchsstände nach Dunning und Foumani	58

**Tabellenverzeichnis**

Tab. 1: AO Klassifikation distaler Radiusfrakturen mit schematischer Darstellung des Frakturmusters modifiziert nach (Strassmair et al., 2011)	7
Tab. 2: Übersicht der operativen Verfahren und Häufigkeit der damit verbundenen Risiken (Strassmair et al., 2011)	16
Tab. 3: Übersicht zu den Studienvisiten und Untersuchungen	20
Tab. 4: Übersicht der verwendeten Geräte und Materialien	29
Tab. 5: Versuchsprotokoll intakte Kunsthand	32
Tab. 6: Versuchsprotokoll Frakturmodell	36
Tab. 7: Ergebnisse der PRWE-Scores, des Schmerzempfindens und der Befunde im DASH-Fragebogen	42
Tab. 8: Verlustarbeit zur Bewegung des Handgelenks am intaktem Knochenmodell	44
Tab. 9: Internationale klinische Studien zu dynamischen externen Handgelenksfixateuren	48
Tab. 10: Abweichung der Arbeit in Abhängigkeit der Handgelenksposition	56

**Abkürzungsverzeichnis**

AO	Arbeitsgruppe Osteosynthese
A. radialis	Arteria radialis
BMI	Body Mass Index
CAD	computer-aided design
CRPS	Complex regional pain syndrome
DASH	Disabilities of Arm, Shoulder and Hand
DISI	dorsiflexed-intercalated-segment-instability
DRUG	distales Radioulnargelenk
Fa.	Firma
IE	Implantatentfernung
N	Newton
NRS	Numerische Rating-Skala
PRWE	Patient-Rated Wrist Evaluation Score
ROM	Range of Motion
SL	scapholunär
TFCC	triangulärer fibrocartilaginärer Komplex
UK DRAFFT Studie	United Kingdom Distal Radius Acute Fracture Fixation Trial

## 1 Einleitung

Die optimale Therapie distaler Radiusfrakturen stellt hohe Ansprüche an die chirurgischen Fähigkeiten und Möglichkeiten. Die distale Radiusfraktur wurde als Folge eines Sturzes auf die ausgestreckte Hand erstmalig durch den Franzosen Claude Pouteau und dem irischen Chirurgen Abraham Colles, 1783 bzw. 1814 beschrieben. Dupuytren veröffentlichte in seiner Studie Daten zur Häufigkeit der Verletzung und gleichzeitig das seltene Auftreten einer Handgelenksluxation, während 1842 Velpeau erstmalig die Fehlstellung der Hand nach distaler Radiusfraktur als "dinner fork" definierte (Gurd, 1937). Während zunächst ausschließlich konservative Therapien im Vordergrund standen, rückten seit Beginn des 19. Jahrhunderts die Möglichkeiten der operativen Versorgung mehr und mehr in den Fokus. Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die Evaluation eines neu entwickelten und bereits klinisch eingesetzten dynamischen Fixateur externe. Aus den eigenen klinischen Beobachtungen wurde ein Konzept für die standardisierte Evaluation dieses Fixateur externe an einem anatomischen Knochenmodell entwickelt und umgesetzt.

### 1.1 Inzidenz distaler Radiusfrakturen

Die distale Radiusfraktur ist mit einer Inzidenz von 2–3 pro 100.000 Einwohner der häufigste Knochenbruch des menschlichen Skeletts. Dies hat vielfältige Ursachen. Durch den aufrechten Gang haben sich Hände und Unterarme zu Trage- und Haltewerkzeugen entwickelt. Stürzt der Mensch aus aufrechter Position, kommt es zu einer reflexartigen Abstützbewegung der Hände, um die Wucht des Sturzes abzufangen. Abhängig von der Knochenqualität, der Kraft des Aufpralls und dem Aufprallwinkel kann es nun lediglich zu einer Kontusion oder eben auch zu einer Frakturierung des Radius oder ggf. auch der Elle kommen. Frakturlokalisierung und -typ hängen im Wesentlichen von der Position des Handgelenks während des Sturzes, dem Alter des Patienten und der Stabilität des Knochens ab. Bei Betroffenen unter 40 Jahren finden sich meist Hochenergetraumen wie z. B. Stürze aus größerer Höhe oder Verkehrsunfälle. Diese Verletzungen finden sich in annähernd gleicher Häufigkeit bei beiden Ge-

schlechtern und die Frakturen sind in über 50% der Fälle stärker disloziert und instabil. Bei Patienten jenseits des 40. Lebensjahres überwiegen als Ursachen Niedriggrasanztraumen (Niedrigenergietraumen) wie z. B. ein Sturz aus dem Stand. Hier ist das Risiko für Frauen, eine distale Radiusfraktur zu erleiden, 6,2-fach höher als für Männer. Die Inzidenz der distalen Radiusfraktur liegt bei Menschen vor dem 35. Lebensjahr für Frauen bei 0,37% und für Männer bei 0,09%. Ab dem 50. Lebensjahr steigt das Risiko einer distalen Radiusfraktur für Frauen auf ca. 15%, für Männer auf 2% (Strassmair et al., 2014).

## 1.2 Funktionelle Anatomie des distalen Radius

Der distale Radius, die proximale Karpalreihe sowie die distale Ulna bilden das Radiokarpalgelenk, das distale Radioulnargelenk und den karpoulnaren Raum. Die Radiusgelenkfläche unterteilt sich in eine Fossa scaphoidea sowie eine Fossa lunata, die in dorsopalmarer Richtung durch den Radiusfirst in eigene Gelenkschalen für das Skaphoid und das Lunatum getrennt werden. Die dritte knorpelig überzogene Gelenkfläche stellt den radialen und ulnaren Anteil des distalen Radioulnargelenkes dar. Diese wird als "sigmoid notch" bezeichnet. In der seitlichen Betrachtung der Fossa scaphoidea sowie der Fossa lunata imponiert eine Schüsselform. Der Boden der Gelenkfläche liegt hierbei proximal der palmaren und dorsalen Begrenzungen des Radius. Dies kann zu einer ungewollten Draht- oder Schraubenpenetration in das Gelenk führen und muss bei jedweder gelenknahen Osteosynthese beachtet werden. Die Spitze des Processus styloideus radii projiziert sich 10–12 mm distal der Gelenkoberfläche. Betrachtet man die Oberfläche des distalen Radius außerhalb der Gelenkflächen, so findet sich palmar eine relativ plane Knochenoberfläche, welche ca. 15–20 mm proximal des Gelenkspalts aus der Ebene des Radiuschafts nach palmar inkliniert. Im Bereich des Processus styloideus radii geht der Knochen in einen fibrösen Kanal über und bildet die Begrenzung des 1. Strecksehnenfachs. Dorsal erhebt sich etwas ulnarseitig der Mittellinie eine ähnliche fibroossäre Längsfalte. Diese dient als Anheftungsstelle des Retinaculum extensorum zur Schaffung der weiteren Strecksehnenfächer. Die Crista listeri ist osteofibrös ausgebildet und gut tastbar. Sie dient als Hypomochlion für die Umlenkung der

Sehne des Musculus extensor pollicis longus (Strassmair et al., 2011). Die proximale und distale Karpalreihe war Gegenstand zahlreicher Untersuchungen zur Bewegungskinematik des Handgelenkes. Das Os lunatum zeigt unter den Handwurzelknochen der proximalen Reihe die geringste Beweglichkeit. Demgegenüber weisen die Knochen der proximalen Carpalreihe eine hohe individuelle Bewegungstendenz in mehreren Richtungsachsen auf, dieses ist nur schwer mittels nativrontgenologischen Methoden zu erfassen. Das Radiokarpalgelenk ist für die Handgelenkflexion relevant, während zur Ulnar-Radialduktion eher die Gelenke der proximalen und distalen Handwurzelreihe beitragen (Ruby et al., 1988). Für die Behandlung komplexer Frakturen sind sowohl Kenntnisse der Frakturentstehung inklusive der auslösenden Mechanismen als auch Wissen über die Anatomie der distalen radioulnaren Funktionseinheit erforderlich.

### **Das "Drei-Säulen-Modell" nach Rikli et al. (1996)**

Der distale Unterarm besteht nach Rikli et al. aus drei Säulen: einer lateralen Säule mit Processus styloideus radii und Fossa scaphoidea, einer intermediären Säule mit Fossa lunata und dem radialen Teil des distalen Radioulnargelenkes (DRUG) (Incisura ulnaris oder "sigmoid notch") sowie einer medialen Säule mit distaler Ulna und Discus ulnocarpalis (triangulärer fibrocartilaginärer Komplex, TFCC). Die radiale Säule hat vor allem stabilisierende Funktion, wobei der Processus styloideus radii ein wichtiger Ansatz für stabilisierende dorsale und palmare extrinsische Bandstrukturen darstellt. Diese leisten einerseits einen wichtigen Beitrag zur Stabilisierung des Karpus, andererseits tragen sie zur kontrollierten Drehbewegung des Radius um die Ulna bei. Über die radiale Säule wird nur wenig Kraft vom Karpus auf den Vorderarm übertragen. Die ulnare Säule stellt eine fixe Achse dar, um die sich der Radius dreht. Der TFCC übernimmt die wichtige Aufgabe, das radioulnokarpale Gelenk vom radioulnaren Gelenk zu kompartimentieren, damit eine voneinander unabhängige Bewegung in beiden Gelenken möglich ist. Daneben wird ein Teil der Kraft von der Handwurzel über die ulnare Säule auf den Vorderarm übertragen. Die interme-



diäre Säule mit der Fossa lunata schließlich dient vorrangig der Kraftübertragung. Ein kurzes, kräftiges Band setzt an der palmaren Lippe der Fossa lunata an und läuft zum Os lunatum, um dieses zu stabilisieren. Bei einer intraartikulären Fraktur ist die intermediäre Säule oft in ein dorsoulnares und ein palmoulnares Fragment gespalten. Diese beiden Fragmente bilden gleichzeitig das Gelenk zur distalen Ulna (Incisura ulnaris oder »sigmoid notch«) und nehmen auch diesbezüglich eine Schlüsselrolle ein. Chirurgisch gesehen ist die intermediäre Säule der Schlüssel zum Radiokarpalgelenk (Strassmair et al., 2014).

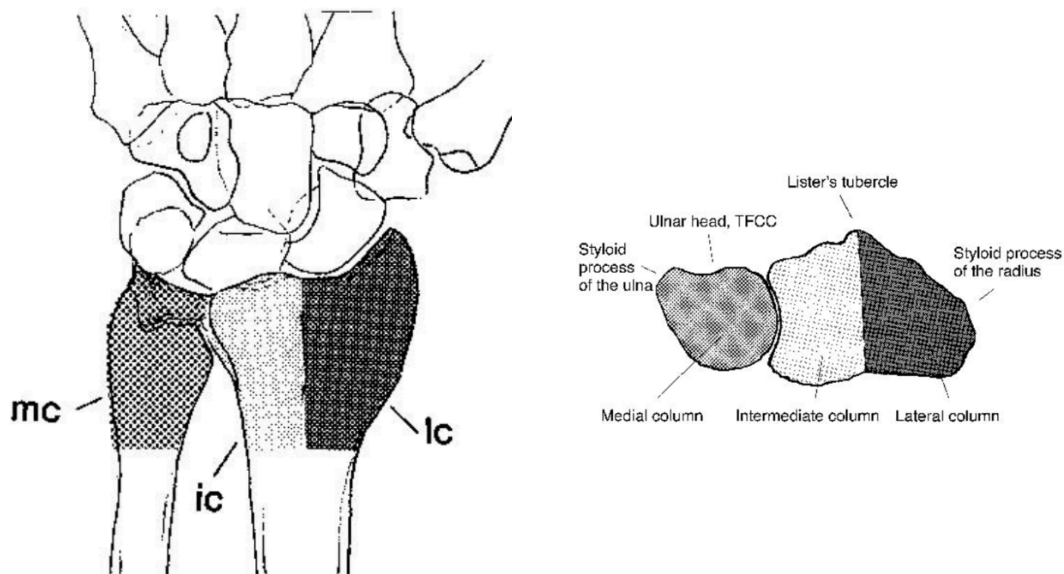


Abb. 1: 3-Säulen-Modell nach Rikli in a.p. Darstellung (links) und Projektion von oben (rechts) mc= ulnare Säule, ic= intermediäre Säule, lc= radiale Säule (Rikli et al., 1996)

### 1.3 Diagnostik und Klassifikation von distalen Radiusfrakturen

#### **Hyperextensionsfrakturen (Typ Colles)**

Der typische Verletzungsmechanismus der distalen Radiusfraktur ist ein Sturz auf die dorsal flektierte Hand. Seltene Ursachen sind Abstützverletzungen wie z. B. beim Anprall auf ein Lenkrad, Frakturen durch ein direktes Quetschtrauma oder Brüche in Folge einer Unterarmrotation bei fixiertem Handgelenk. Komplexe Frakturen finden sich oftmals begleitend als Teil eines Polytraumas bei

schweren Verkehrsunfällen oder Stürzen aus größerer Höhe. Die Kraft zur Erzeugung einer Radiusfraktur bei Dorsalflexion des Handgelenkes beträgt mindestens 1000 N, bei einer Dorsalflexion zwischen 40° und 90° beträgt die durchschnittliche Kraft zur Auslösung einer Radiusfraktur bei Männern ca. 2800 N und bei Frauen 1950 N. Die scharfkantigen Bruchlinien an der palmaren Kortikalis deuten darauf hin, dass bei Hyperextension der Knochen primär zerreißt. Durch den Verlust der metaphysären palmaren Abstützung kommt es zu einer Kompression der Spongiosa mit Berstung der dorsalen Kortikalis. Hier finden sich oftmals mehrere frakturierte und übereinander geschobene Kortikalis-schuppen. Abhängig von der Richtung des Kraftvektors sowie des absoluten Kraftbetrages kann es zusätzlich zu einem Bersten der Gelenkflächen und ggf. über die proximale Handwurzelreihe zu einer Impaktierung der Gelenkfläche in die bereits komprimierte Spongiosa kommen (Strassmair et al., 2011).

### **Flexionsfrakturen (Typ Smith)**

Bei Sturz auf das palmar hyperflektierte Handgelenk können palmare Knochenfragmente resultieren.

### **Pathologische Frakturen**

Knochtumore des Radius sind zwar selten, können aber bei hinreichender Schwächung der Knochenstruktur durchaus mit entsprechenden Frakturen nach Bagatellverletzungen einhergehen. Auch bei einer Osteoporose kommt es zu einer Ausdünnung und Schwächung der Knochenspongiosa sowie der Kortikalis im Bereich des distalen Radius. Mit Progress der Osteoporose reduziert sich die Biegefestigkeit des Knochens, so dass schon geringe Krafteinwirkungen zu einer Fraktur führen können. Sofern ein Bagatelltrauma Ursache der distalen Radiusfraktur ist, sollte bei der Erstuntersuchung mit besonderer Sorgfalt nach weiteren knöchernen Verletzungen, vor allem im Bereich der Hüften und der Wirbelsäule, gesucht werden. Auch bei der Wahl des Osteosyntheseverfahrens ist der Grad der Osteoporose zu berücksichtigen. Insbesondere bei Verwendung der winkelstabilen Plattenosteosynthese besteht als Folge der

schwachen Knochenstruktur das Risiko einer sekundären Schraubendislokation und intraartikulären Implantatlage.

Für die klinisch-radiologische Klassifikation der Radiusfraktur hat sich zum Einen das von Frykman entwickelte Frakturmodell (Abb. 2) durchgesetzt, welches zwischen extra- und intraartikulären Frakturen mit und ohne Beteiligung des Proc. styloideus ulnae differenziert.

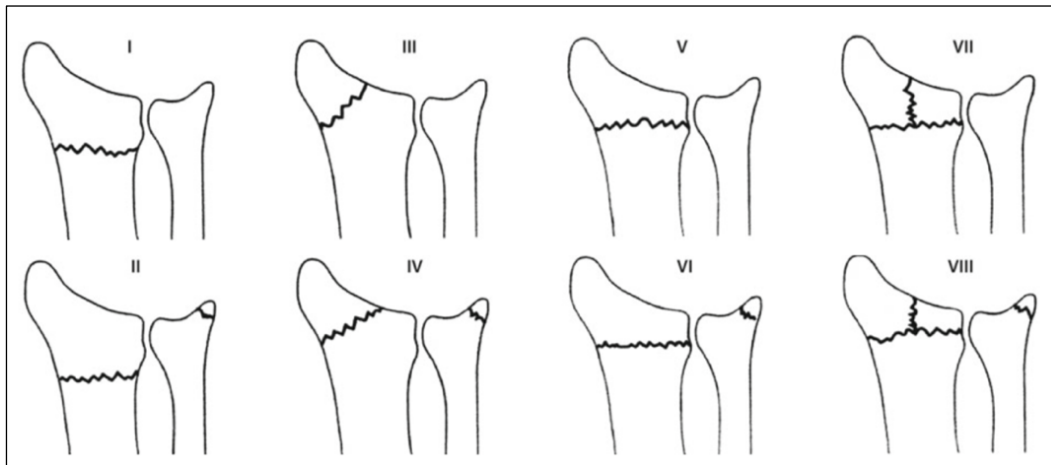











Abb. 2: Klassifikation der Radiusfrakturen nach Frykman (aus (Strassmair et al., 2014)).

Obere Reihe: Frakturen ohne Beteiligung des Proc. Styloideus ulnae: extraartikuläre (Typ 1) und intraartikuläre (Typ III) Fraktur, Fraktur des distalen Radioulnargelenks (Typ V) und Fraktur radiokarpal und DRUG (Typ VII).

Untere Reihe: Frakturen mit Beteiligung des Proc. styloideus ulnae: extraartikuläre (Typ II) und intraartikuläre (Typ IV) Fraktur, Fraktur des distalen Radioulnargelenks (Typ VI) und Fraktur Typ VIII radiokarpal und DRUG (Typ VIII) (Strassmair et al., 2014)

Daneben hat sich das von der Arbeitsgruppe Osteosynthese (AO) entwickelte Schema etabliert (Tab. 1).

Tab. 1: AO Klassifikation distaler Radiusfrakturen mit schematischer Darstellung des Frakturmusters modifiziert nach (Strassmair et al., 2011)

Art	Hauptgruppe	Untergruppe	Abb.
A Extraartikulär	A.1 Fraktur der Ulna	A.1.1 Proc.styloideus ulnae	 A 1
		A.1.2 Metaphysär einfach	
		A.1.3 Metaphysär mehrfragmentär	
	A.2 Einfach und impaktiert	A.2.1 Ohne Fehlstellung	 A 2
		A.2.2 Dorsale Fehlstellung	
		A.2.3 Palmare Fehlstellung (Smith)	
	A.3 Mehrfragmentär	A.3.1 Impaktiert	 A 3
		A.3.2 Mit Keil	
		A.3.3 Komplex	
B Partiiell intra-artikulär	B.1 Sagittal	B.1.1 Lateral einfach	 B 1
		B.1.2 Lateral mehrfragmentär	
		B.1.3 Medial	
	B.2 Dorsal (Barton)	B.2.1 Einfach	 B 2
		B.2.2 Frontal verlaufend	
		B.2.3 Dorsale Karpusdislokation	
	B.3 Palmar (reversed Barton)	B.3.1 Kleines Fragment	 B 3
		B.3.2 Großes Fragment	
		B.3.3 Mehrfragmentär	
C Vollständig intraartikulär	C.1 Artikulär einfach, metaphysär einfach	C.1.1 Posteromed. Fragment	 C 1
		C.1.2 Sagittal verlaufend	
		C.1.3 Frontal verlaufend	
	C.2 Artikulär einfach, metaphysär mehrfragmentär	C.2.1 Sagittal verlaufend	 C 2
		C.2.2 Frontal verlaufend	
		C.2.3 In Diaphyse reichend	
	C.3 Mehrfragmentär	C.3.1 Metaphysär einfach	 C 3
		C.3.2 Metaph. mehrfragmentär	
		C.3.3 In Diaphyse reichend	

Die bildgebende Standarddiagnostik umfasst konventionelle Röntgenbilder in 2 Ebenen. Hierbei ist dringend auf eine exakte Einhaltung der p.-a. Ebene sowie der streng seitlichen Ebene trotz der oftmals schwierigen Untersuchungsbedingungen zu achten. Nur so kann der Grad einer etwaigen Dislokation der Gelenkfläche sowie einzelner Gelenke adäquat erkannt und beurteilt werden. Um nach proximal ziehende Frakturlinien nicht zu übersehen, sollte das Röntgenbild das gesamte distale Drittel des Unterarmes abbilden.

Neben der Fraktur des Radius sind Verletzungen der proximalen Handwurzelreihe, begleitende Skaphoidfrakturen und Verletzungen des intrinsischen Bandapparates (Lig. scapholunatum oder Lig. lunotriquetrum) von großer Bedeutung. Physiologisch bilden die proximale und distale Handwurzelreihe drei harmonische Bögen (siehe Abb. 3). Wenn die Kontur in einem der Bögen unterbrochen ist, ist von einer karpalen Instabilität auszugehen.

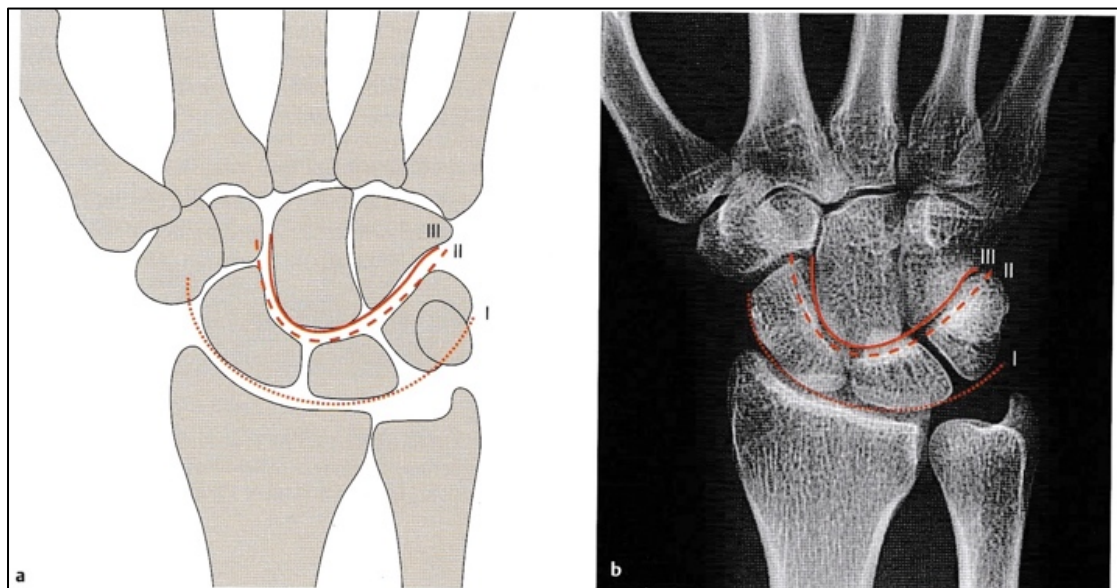


Abb. 3: Position der Karpalbögen nach Gilula (Waldt et al., 2011) in der schematischen Darstellung (a) und im Röntgenbild (b)  
Die Positionen der Bögen an der proximalen (I) und distalen (II) Kontur der Handwurzelreihe sowie des dritten Karpalbogens (III) sind eingezeichnet.

Sennwald et al. bestätigten in Kadaveruntersuchungen die zentrale Rolle des Os lunatum in der Handgelenksbewegung- und stabilität und die Gefährdung des ligamentären Halteapparates bei dorsaler Extension (Sennwald et al., 1993). Am häufigsten ist eine Verletzung des skapholunären intrinsischen Bandes, welches unbehandelt zur skapholunären Dissoziation mit dynamischer und im weiteren Verlauf statischer Instabilität mit typischer DISI-Fehlstellung ("dorsiflexed-intercalated-segment-instability") der 1. karpalen Reihe führt (Omori et al., 2013). Nach Ruptur der skapholunären Verbindung folgt das Skaphoid seiner natürlichen Bewegungstendenz in Richtung Palmarflexion, das Lunatum geht in Dorsalflexion. Die karpalen Winkel verändern sich in charakteristischer Weise und der wichtige skapholunäre Winkel wird größer als 60° (Norm 30-60°). Besteht die Fehlstellung über mehrere Jahre, kommt es durch die unphysiologische Belastung zu einer Arthrose im Radiokarpal- und später im Mediocarpalgelenk (Strassmair et al., 2011).

Wenn eine skapholunäre (SL) Dissoziation bei Radiusfraktur besteht, muss die Reposition und Fixation der Handwurzelknochen in jedem Fall vor Anlegen des Fixateurs erfolgen, da unter Distraction keine Reposition der proximalen Handwurzelknochen erreicht werden kann. Begleitende dislozierte Frakturen der distalen Ulna sollten durch Reposition und Fixation mittels Platte oder intramedullären Draht adressiert werden. Weiterhin müssen Nervenverletzungen, ein drohendes Kompartmentsyndrom sowie Sehnenverletzungen durch die Fraktur und anschließende operative Versorgung ausgeschlossen werden. Ebenso dürfen Verletzungen des Radioulnargelenkes sowie begleitende Frakturen im Bereich der Mittelhand und der Finger nicht übersehen werden. Bei der Erstuntersuchung sind der Grad der Schwellung, etwaige Hämatome sowie Anzeichen einer offenen Fraktur zu dokumentieren. Die Prüfung der Durchblutung und Sensibilität der Finger ist obligatorisch, um eine primäre Verletzung des N. medianus und in seltenen Fällen des N. ulnaris zu erkennen. Zusätzlich muss auf die periphere Durchblutung geachtet werden. Die Evaluation der Perfusion (A. radialis, A. ulnaris) ist aufgrund der Schwellung am Handgelenk häufig erschwert (Strassmair et al., 2011).

## 1.4 Therapeutische Optionen distaler Radiusfrakturen

### 1.4.1 Konservative Therapie

Nicht-dislozierte, isolierte metaphysäre Frakturen ohne begleitende Bandverletzung gelten als weitgehend stabil und können konservativ behandelt werden (Strassmair et al., 2011). Die geschlossene Reposition im Mädchenfänger und Ruhigstellung mittels Unterarmgipsschiene ist, insbesondere bei Affektionen des N. medianus gängiger klinischer Standard in der Notfallversorgung distaler Radiusfrakturen (Beumer et al., 2003). Hierbei ist darauf zu achten, dass in Neutralstellung, bzw. in leichter Intrinsic-Plus-Stellung immobilisiert wird (Ekenstam et al., 1985). Pool et al. zeigten, dass eine übergreifende Ruhigstellung im Ellenbogengelenk keine Vorteile gegenüber einer alleinigen Ruhigstellung im Unterarm bietet (Pool, 1973). Der Therapieerfolg hängt direkt von der Qualität der initialen Frakturposition ab (Stewart et al., 1985). Weitere Studien zeigten, dass bei älteren Patienten das funktionelle Outcome konservativ behandelter Radiusfrakturen nicht mit dem radiologischen Outcome korrelierte und auch die Wiederherstellung der anatomischen Verhältnisse nicht mit funktionellen Scores korreliert (Young et al., 2000), (Bentohami et al., 2013), (Arora et al., 2011).

### 1.4.2 Operative Therapie

Sofern zwei oder mehr der nachfolgend aufgelisteten Kriterien erfüllt sind, ist von einer instabilen Situation auszugehen und eine operative Korrektur empfehlenswert.

- Initiale Dislokation  $>20^\circ$  nach dorsal
- Verkürzung der Radiusbasis von mehr als 3 mm
- Palmare und dorsale metaphysäre Trümmerzonen
- Dislozierte intraartikuläre Fraktur
- Dislozierte Flexionsfraktur
- Ulnarvorschub  $>3$  mm
- Dislozierte Basisfrakturen des Processus styloideus ulnae
- Patientenalter  $>60$  (Osteoporose) nach (Strassmair et al., 2011)

#### 1.4.2.1 Geschlossene Reposition und gelenkübergreifende (dynamische) externe Fixation

Trotz der rasanten Fortentwicklung von Implantaten für interne Osteosynthesen distaler Radiusfrakturen hat der gelenkübergreifende Fixateur externe weiterhin einen hohen Stellenwert. Absolute Indikationen für den gelenkübergreifenden (transartikulären) Fixateur externe sind:

- schwerer offener oder geschlossener Weichteilschaden
- primäre Frakturstabilisierung bei komplexen Frakturen mit der Option eines sekundären Verfahrenswechsels
- stark kontaminierte offene Frakturen
- frakturbegleitende Verletzungen der extrinsischen Handgelenksbänder und der Handwurzel mit Instabilität (Strassmair et al., 2011)

Frakturreposition und Fragmentretention geschehen bei Anwendung des Fixateurs externe nicht direkt sondern indirekt durch Ligamentotaxis, Erstbeschreibung 1977 durch Vidal (Vidal et al., 1977). Die biomechanische Grundlage hierfür bildet der knöcherne Kapsel-Band-Apparat des Handgelenkes. Durch Zug und somit Umkehr der Kräfte, die die Fraktur entstehen ließen, kann eine geschlossene Reposition erreicht werden (Agee, 1993). Das Handgelenk sollte auch im Fixateur externe eine annähernd physiologische Stellung einnehmen, um eine gute Fingerbeweglichkeit zu ermöglichen und die Gefahr eines Complex regional pain syndrome (CRPS) gering zu halten. L. Ombrédanne wendete 1929 das erste Mal in Paris einen externen Fixateur bei Kindern und Erwachsenen an (Abb. 4). Er prägte das Konzept der "ostéosynthèse à distance et temporaire". Urväter der internen und auch externen Fixation waren sicher Malgaigne, der schon 1840 einen externen Fixateur entwickelte und drei Jahre später als Behandlungsoption für Patellafrakturen präsentierte, Parkhill, der in Denver 1894 einen externen Fixateur vorstellte und schließlich Lambotte, der in Belgien 1913 das Prinzip der Retention von Frakturrepositionen mittels Schrauben, Nägeln, Platten und externen Fixateuren formulierte (Steffen et al., 1994) (Hernigou, 2017).



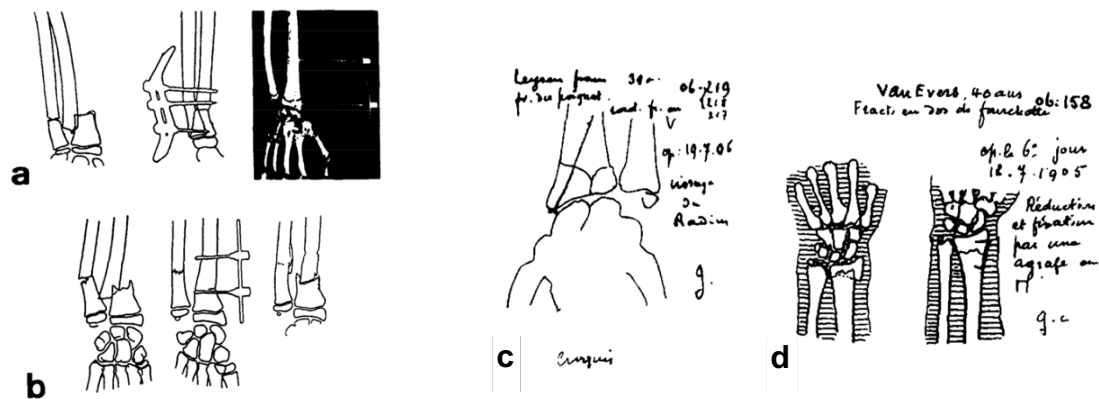


Abb. 4: Schematische Darstellung des nicht-gelenkübergreifenden Ombrédanne Fixateur externe (links) in verschiedenen Ausführungen (a) und (b) Darstellung der Positionierung sowie die Zeichnungen von Lambotte (rechts) mit Darstellung von Schraubenosteosynthese am distalen Radius (c) und Plattenosteosynthese am distalen Radius (d) (Abbildungen aus (Fernandez et al., 1994))

Hoffmann stellte 1938 erstmals einen Fixateur externe beim Schweizer Chirurgenkongress vor. An der orthopädischen Klinik von Montpellier wurde dieser Anfang der 60er Jahre eingeführt und als doppelter Rahmenfixateur entwickelt. Da die Leistungsfähigkeit dieser Versorgung sich in biomechanischen Studien bestätigte, wurde sie rasch weltweit mit gutem bis sehr guten funktionellen Behandlungsergebnissen in die klinische Versorgung übernommen (Fernandez & Flury, 1994). Auch die nachfolgenden Entwicklungen zur dynamischen externen Fixation (Clyburn, 1987) erzielten sehr gute Ergebnisse. Ausgerichtet auf das Os capitatum als Drehzentrum des Handgelenkes, wurde nach definierten Zeitpunkten eine Mobilisation des Handgelenkes ermöglicht (Youm et al., 1978). Je nach Frakturtyp kommt die kombinierte Anwendung verschiedener Osteosyntheseverfahren in Betracht. So kann beispielsweise der Fixateur externe (auch in Form des sogenannten Ilizarov-Ringfixateurs) zum Erhalt der Radiuslänge mit gleichzeitiger Feinadaptation der Gelenkflächenfragmente durch Kirschner-Drähte, kleinen Platten oder Schrauben kombiniert werden.

#### 1.4.2.2 Geschlossene Reposition und nicht-gelenkübergreifende externe Fixation

Jenkins et al. konnten bei der Stabilisierung von distalen Radiusfrakturen in 94% der Fälle die Pins im distalen Fragment platzieren und damit eine Bewegung im Handgelenk bei guten Spätresultaten ermöglichen (Jenkins et al., 1987).

Der prospektive Vergleich von gelenküberbrückender Fixierung mit zusätzlich eingebrachten Kirschner-Drähten und nicht-gelenkübergreifender Fixation zeigt unter radiologischen und funktionellen Gesichtspunkten die Überlegenheit der letztgenannten Versorgung. Diese Patienten zeigten zu allen Untersuchungszeitpunkten signifikant mehr Kraft und einen größeren Bewegungsumfang als die Patienten der Vergleichsgruppe. Folgerichtig empfehlen die Autoren die Verwendung eines nicht-gelenkübergreifenden Fixateurs, sofern die Größe des distalen Frakturfragmentes dieses erlaubt (McQueen, 1998). Ähnliche Ergebnisse erzielten Gradl et al mit der externen, nicht-gelenküberbrückenden Fixation auch bei kleinen, intraartikulären distalen Frakturfragmenten. Hier konnten bei frühzeitiger (im Mittel 8h) operativer Versorgung bereits nach 6 Wochen bis zu 90% Beweglichkeit der gesunden Gegenseite erreicht werden (Gradl et al., 2003). Wendt et al. konstatierten jedoch einen signifikanten Kraftverlust des Handgelenkes im Vergleich zu Patienten, deren Fraktur mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese fixiert wurde (Wendt et al., 2009). Weiterhin wurde in einer prospektiv randomisierten Studie gezeigt, dass sich die Palmarinklination besser durch externe Fixation als durch die Versorgung mit volarer Plattenosteosynthese wiederherstellen lässt (Gradl et al., 2013).

#### 1.4.2.3 Geschlossene Reposition und interne Fixation mittels Marknagelosteosynthese

Eine weitere Möglichkeit der operativen Versorgung distaler, extraartikulärer Radiusfrakturen stellt die minimalinvasive Marknagelosteosynthese dar. Auch mit diesem Verfahren wurden gute bis sehr gute funktionelle Ergebnisse erzielt (Falk et al., 2016). Lerch et al. bestätigten ein subjektiv besseres Outcome im

Vergleich zu Patienten, die mittels volarer Plattenosteosynthese versorgt wurden (Lerch et al., 2009). Gradl et al. konnten die intramedulläre Marknagelosteosynthese als adäquate Alternative der volaren Plattenosteosynthese aufzeigen (Gradl et al., 2014).

#### 1.4.2.4 Offene Reposition und interne Fixation mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese

Für die Versorgung der geschlossenen, instabilen Radiusfraktur ist die offene Reposition und Fixation mittels volarer oder dorsaler winkelstabiler Plattenosteosynthese derzeit klinischer Standard. Indikationen für die Versorgung mit einer winkelstabilen Plattenosteosynthese sind nach Arora et al. die Frakturformen A2, A3, C1 und C2 mit großen distalen Fragmenten. Liegt die palmare Frakturkomponente gelenknah, sind multidirektionale winkelstabile Plattensysteme vorteilhaft. Multifragmentäre C3-Frakturen weisen bei Verwendung einer Plattenosteosynthese eine erhöhte Komplikationsrate auf, eine Defektauffüllung mittels Knochenspongiosa sei zu erwägen (Arora et al., 2007), (Leung et al., 1989). Grewal et al. verglichen in einer randomisiert-prospektiven Studie an Patienten mit intraartikulärer Radiusfraktur die dorsale Plattenosteosynthese mit der perkutanen Kirschner-(K)-Draht-Osteosynthese und externer Fixation. Da signifikant mehr Komplikationen nach Versorgung mit Plattenosteosynthese auftraten, musste die Studie abgebrochen werden. Das Verfahren könne für die Behandlung komplex-intraartikulärer Frakturen nicht empfohlen werden (Grewal et al., 2005). Auch in anderen Studien konnte bestätigt werden, dass die winkelstabile Plattenosteosynthese gegenüber der Versorgung mittels gelenkübergreifender, externen dynamischen Fixation (Jorge-Mora et al., 2012) oder perkutaner K-Draht-Osteosynthese (UK DRAFFT-Studie) (Costa et al., 2015) keine funktionelle Vorteile bietet.

#### 1.4.2.5 Bioresorbierbare Implantate und arthroskopisch assistierte Verfahren

Hoffmann et al. beschrieben die perkutane Fixation nach Reposition distaler Radiusfrakturen mittels bioresorbierbarer Stäbe aus Polyglycolsäure und Gips-

ruhigstellung. 31 von 35 Patienten zeigten gute bis exzellente Ergebnisse nach dem Samiento Score (Hoffmann et al., 1992). Insbesondere für Gelenkfrakturen mit zentral imprimierten Fragmenten existiert die Möglichkeit der arthroskopisch assistierten Osteosynthese. Dabei kann die Arthroskopie sowohl der direkten instrumentellen Fragmentreposition als auch der Kontrolle der Gelenkflächenrekonstruktion ohne weite Eröffnung der dorsalen Handgelenkscapsel dienen. Des Weiteren lassen sich chondrale und ligamentäre Begleitverletzungen im Handwurzelbereich sicher ausschließen. Da der zusätzliche apparative und zeitliche Aufwand für die simultane Handgelenksarthroskopie erheblich ist, hat dieses Operationsverfahren bisher keine allgemeine Verbreitung gefunden (Strassmair et al., 2011).

### 1.5 Komplikationen nach operativer Versorgung distaler Radiusfrakturen

Die Möglichkeiten zur operativen Versorgung distaler Radiusfrakturen und die damit verbundenen Risiken sind in Tab. 2 zusammengefasst. Diese Ziele werden in Abhängigkeit vom Frakturtyp (zur AO-Klassifikation siehe Tab. 1) und individuellen Gegebenheiten (Alter, Begleiterkrankungen, Erwartung / Anspruch des Patienten etc.) durch die oben vorgestellten Osteosyntheseverfahren adressiert. Ziel der Behandlung ist die Wiederherstellung der anatomischen Gelenkverhältnisse als Grundlage für die postoperative aktive und passive Bewegung des Gelenkes. Es fällt auf, dass sowohl der K-Draht als auch der Fixateur mit einer breiten Palette an Komplikationen vergesellschaftet sind ((Anderson et al., 2004), (Oestern, 2003), (Gainor et al., 1990), (Kazuki et al., 1993)). So variieren die Angaben zur Häufigkeit von Komplikationen nach Verwendung eines Fixateurs zwischen 66% und 47% (Anderson, Gainor). 20% der von Anderson analysierten Patienten klagten über Neuropathien des N. medianus oder des R. superficialis des N. radialis (Anderson et al., 2004). Nach Oestern solle der gelenküberbrückende Fixateur nicht länger als 3 bis 4 Wochen belassen werden, da eine zu starke Distraction mittelfristig die Gefahr der Gelenkeinstellung und der sympathischen Reflexdystrophie mit sich bringt.

Tab. 2: Übersicht der operativen Verfahren und Häufigkeit der damit verbundenen Risiken (Strassmair et al., 2011)

Art des Risikos	Spickdrähte	Fixateur externe	Dorsale Platte	Palmare Platte	Schrauben
Nervenläsion	++	+	+	+	+
Gefäßläsion	+			+	
Sehnenläsion	+	++	++	+	
Weichteilläsion	++	++	+		
Sek. Dislokation	++	++			
Algodystrophie	++	++	+	+	
Implantatlockerung	++	++	+	+	+
Pseudarthrose	+	++			

+ eher selten; ++ eher häufig

Zusätzlich eingebrachte K-Drähte gewährleisten genügend Stabilität bis zur Ausheilung. Um die Beweglichkeit im Handgelenk zu ermöglichen, wird ein Bewegungsfixateur vorgeschlagen (Oestern, 2003). Kazuki et al. berichteten als Folge einer postoperativ moderaten dorsalen Fehlstellung des distalen Radius eine typische dorsale Fehlstellung (DISI Konfiguration) der proximalen Handwurzelreihe, die als präarthrotische Deformität eine radiokarpale Arthrose begünstigt (Kazuki et al., 1993).

## 1.6 Biomechanische Evaluation der operativen Verfahren am Knochenmodell

Während Untersuchungen am Tiermodell unerlässlich sind, um Wechselwirkungen zwischen eingebrachtem Osteosynthesematerial und Gewebe zu erfassen, sind biomechanische Charakteristika objektiv durch Untersuchungen in geeigneten Prüfständen zugänglich. Dazu werden die mechanischen Eigenschaften der verwendeten Materialien in Universalprüfmaschinen bestimmt. In diesen sind die Werkstücke und Prüfkörper in der Regel eingespannt und wer-

den wiederholten Druck- oder Zugbelastungen ausgesetzt (Windolf et al., 2010), (Strauss et al., 2008), (Rausch et al., 2011), (Gondusky et al., 2011), (Goslings, Ferguson, et al., 1999), (Krukhaug et al., 2009), (Kandemir et al., 2008). Anatomische Kunststoff-Modelle der Unterarm- und Handwurzelknochen und definierte Frakturmodelle bieten die Möglichkeit, bei geeigneter Ankopplung an eine Prüfmaschine die Bewegungsstabilität einer externen Fixation unter standardisierten Bedingungen zu untersuchen, haben jedoch den Nachteil, dass die biologischen Wechselwirkungen zwischen Implantat und Knochen nicht beachtet werden können. Die dynamische, transartikuläre externe Fixation einer Radiusfraktur muss gewährleisten, dass die natürliche Handgelenksbewegung ohne Widerstand möglich ist und weder zu einer Verschiebung der Frakturfragmente gegeneinander führt, noch Auswirkung auf die Breite des Frakturspaltes hat. Um biomechanische dynamische Untersuchungen am Handgelenk in einer Universalprüfmaschine durchzuführen, sind einige Anpassungen erforderlich. Die von der Prüfmaschine aufgebrachte, vertikal wirkende Kraft muss so umgelenkt werden, dass eine Nickbewegung im Handgelenk induziert wird. Durch die Verwendung reflektierender Marker lassen sich die Koordinaten der interessierenden anatomischen Strukturen während der induzierten Bewegung mit laseroptischen Verfahren kontinuierlich aufzeichnen (Roux et al., 2002) (Rau et al., 2000). Gleichzeitig muss die Kraft, die für die Bewegung des Handgelenkes mit angelegtem Fixateur externe über mehrere Zyklen benötigt wird, kontinuierlich gemessen werden. Die Auswertung wird deutlich erleichtert, wenn der Hebelarm während der Bewegung konstant bleibt. Daher wurde gemeinsam mit Mitarbeitern des Institutes für Biomedizinische Technik, dem Institut für ImplantatTechnologie und Biomaterialien e.V. der Universität Rostock sowie dem Institut für Biomechanik der Technischen Universität Hamburg-Harburg entsprechend des folgenden Schemas ein Teststand konzipiert (Abb. 5), in dem ein Hebelarm mit konstanter Länge möglichst reibungsfrei einen vorgegebenen Weg zurücklegt. Zudem sollten die Handgelenksbewegungen im Teststand reproduzierbar erfasst werden. Durch geeignete Markierung zuvor definierter Landmarken ist es möglich, die Handgelenksposition dreidimensional in maximaler Flexion, Neutralstellung und Extension laseroptisch zu

erfassen und Winkel- bzw. Abstandsbestimmungen durchzuführen (Hillstrom et al., 2008).

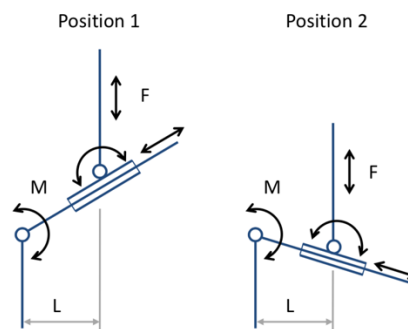


Abb. 5: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

M=Drehmoment um die Handgelenksachse F=Kraft aufgebracht durch Universalprüfmaschine und erfasst durch Kraftmessdose, L=Hebelarm  
Pos. 1: Dorsalextension, Pos. 2: Palmarflexion

Eine definierte Auslenkung der Implantatachse des dynamischen Fixateur externe wurde mit einer Messvorrichtung erreicht, welche definierte Manipulationen der Implantatachse ermöglicht, ohne selbst Auswirkung auf den Bewegungsablauf des Versuchsaufbaus zu haben (Abb. 12).

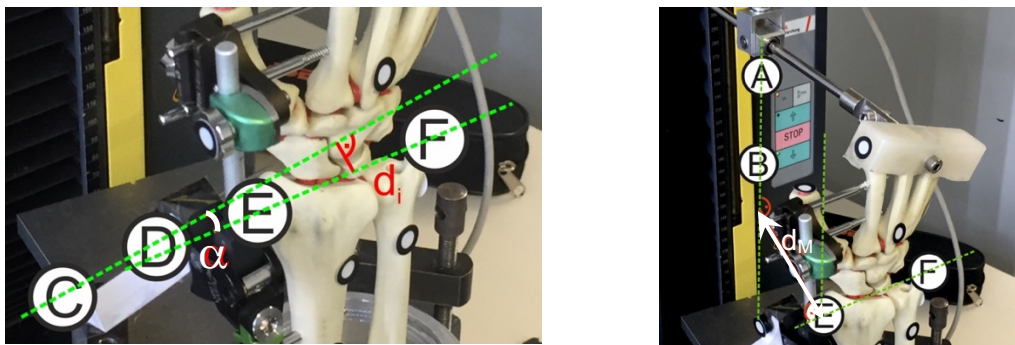


Abb. 6: Darstellung relevanter Achsen im Prüfstand

Implantatachse (CD), physiologische Handgelenksachse (EF) sowie Winkel  $\alpha$  zwischen Implantat- und Handgelenksachse links sowie Koordinaten zur Bestimmung des Hebelarmes L ( $d_M$  als Abstand zwischen AB und EF) rechts

## 2 Ziel der Arbeit

Primäres Ziel dieser Arbeit war es, im Rahmen einer prospektiven klinischen Beobachtungsstudie das funktionelle und radiologische Outcome von Patienten, die mit dem Orthofix® Galaxy Wrist als Teil des Orthofix® Fixation System (Firma Orthofix® Srl. mit Sitz in Bussolengo, Verona, Italien) versorgt wurden, zu erfassen. Bereits nach Einschluss der ersten Patienten zeigte sich, dass die Ergebnisse nicht den Erwartungen entsprachen. In den postoperativen Untersuchungen fiel wiederholt auf, dass die Handgelenksbewegung bei angelegtem Fixateur externe blockiert war, dieses aber durch Festziehen der Backen bzw. leichter Korrektur der Implantatachse vollständig behoben werden konnte. Daher wurden an unserer Klinik keine weiteren Patienten für diese Studie rekrutiert und der Schwerpunkt der Arbeit verschob sich zur biomechanisch-laseroptischen Evaluation des Orthofix® Galaxy Wrist.

Daher wurde in Zusammenarbeit mit dem Institut für Biomedizinische Technik und dem Institut für ImplantatTechnologie und Biomaterialien e.V. der Universität Rostock sowie dem Institut für Biomechanik der Technischen Universität Hamburg ein Prüfstand zur statisch-hydraulischen Testung des Galaxy-Fixateurs am Sawbone-Kunstknochen entwickelt. Diese Untersuchungen dienten dazu, einen Sicherheitsbereich für die Anwendung des o.g. Fixateur externe objektiv und reproduzierbar zu definieren und Bedingungen bzw. Parameter für zukünftige Untersuchungen im Prüfstand festzulegen.



### 3 Material und Methoden

#### 3.1 Klinische Beobachtungsstudie

##### 3.1.1 Studiendesign, radiologische und funktionelle Untersuchungen, Fragebögen und Scores

Die multizentrische, nicht-randomisierte klinische Beobachtungsstudie wurde von der Ethikkommission der UMR genehmigt und hatte das Ziel, das subjektive, funktionelle und radiologische Ergebnis der Versorgung mit dynamischen, externen Fixateuren der Fa. Orthofix zu evaluieren. Erwachsene Patienten mit distalen, offenen oder geschlossenen, mehrfragmentären intraartikulären Radiusfrakturen (AO-Typ C3.1-3) wurden über die Studienziele informiert und zur Teilnahme eingeladen. Patienten mit einer distalen Radiusfraktur in der Vorgeschichte, mit beidseitiger Radiusfraktur oder mit Frakturen älterer Genese (>2 Wochen) waren von der Teilnahme ausgeschlossen. Das Einverständnis zur Studienteilnahme vorausgesetzt fand nach üblicher präoperativer Aufklärung und Vorbereitung zeitnah die operative Versorgung statt. An definierten Zeitpunkten fanden prä- und postoperativ (Tab. 3) radiologische und funktionelle Untersuchungen statt.

Tab. 3: Übersicht zu den Studienvisiten und Untersuchungen

	Röntgen	ROM	Kraftmessungen		Fragebögen	
			Hand	Finger	PRWE	DASH
prä-operativ ( $t_0$ )	x					
OP-Tag ( $t_1$ )	x					
Entlassung ( $t_2$ )	x					
Mobilisation ( $t_3$ )	x					
Material-Entfernung ( $t_4$ )	x	x	x	x	x	
3 Monate post-op ( $t_5$ )		x	x	x	x	
6 Monate post-op ( $t_6$ )	x	x	x	x	x	x
12 Monate post-op ( $t_7$ )		x	x	x	x	x

Der radiale und palmare Inklinationswinkel (Abb. 7) sowie die Ulnavarianz (Abb. 8) wurden radiologisch bestimmt. Die Entlassung ( $t_2$ ) der Patienten erfolgte zwischen dem 2. und 6. postoperativem Tag, mit der Mobilisierung ( $t_3$ ) wurde in der 3. Woche  $\pm$  5 Tage begonnen und die Materialentfernung ( $t_4$ ) war für die 7. Woche  $\pm$  5 Tage geplant.

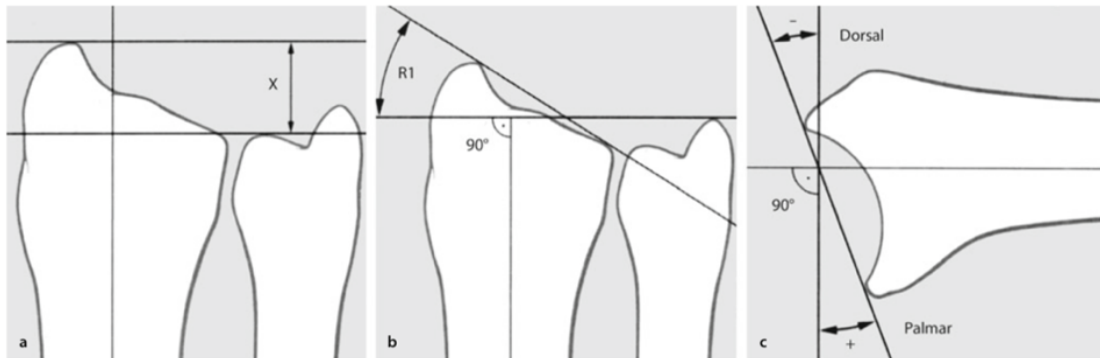


Abb. 7: Bestimmung des radialen und palmaren Inklinationswinkels

a) Bestimmung der Radiuslänge (x). b) Der radiale Inklinationswinkel (R1) ist definiert als Winkel zwischen Styloideus radii und Styloideus ulnae. Dieser sollte zwischen 15 und 25° liegen. c) Die Palmarinklination ist definiert als Winkel zwischen palmaren und dorsalem Gelenkrand in seitlicher Projektion. Der Normwert beträgt 10-15° (Schmit-Neuerburg et al., 2001).

Weitere Studienuntersuchungen dienten dazu, das Bewegungsausmaß (Range of motion, ROM) der verletzten Extremität mit der Neutral-Null Methode sowie die Griffkraft einzelner Finger und der Hand mit Hilfe von hydraulischen Jamar® Hand- bzw. Fingerdynamometern (Sammons Preston, Bolingbrook, Illinois) zu erfassen und fanden nach Entfernung des Fixateur externe zu definierten Zeitpunkten (Tab. 3) statt. Schließlich wurde das subjektive Ergebnis mit Hilfe des DASH und PRWE Fragebogens (Anhang) ermittelt. Niedrige Punktzahlen bedeuten ein gutes Ergebnis. Nach Walenkamp et. al stellt eine Verbesserung von mind. 11,5 Punkten im PRWE Score eine klinisch relevante Veränderung dar (Walenkamp et al., 2015).

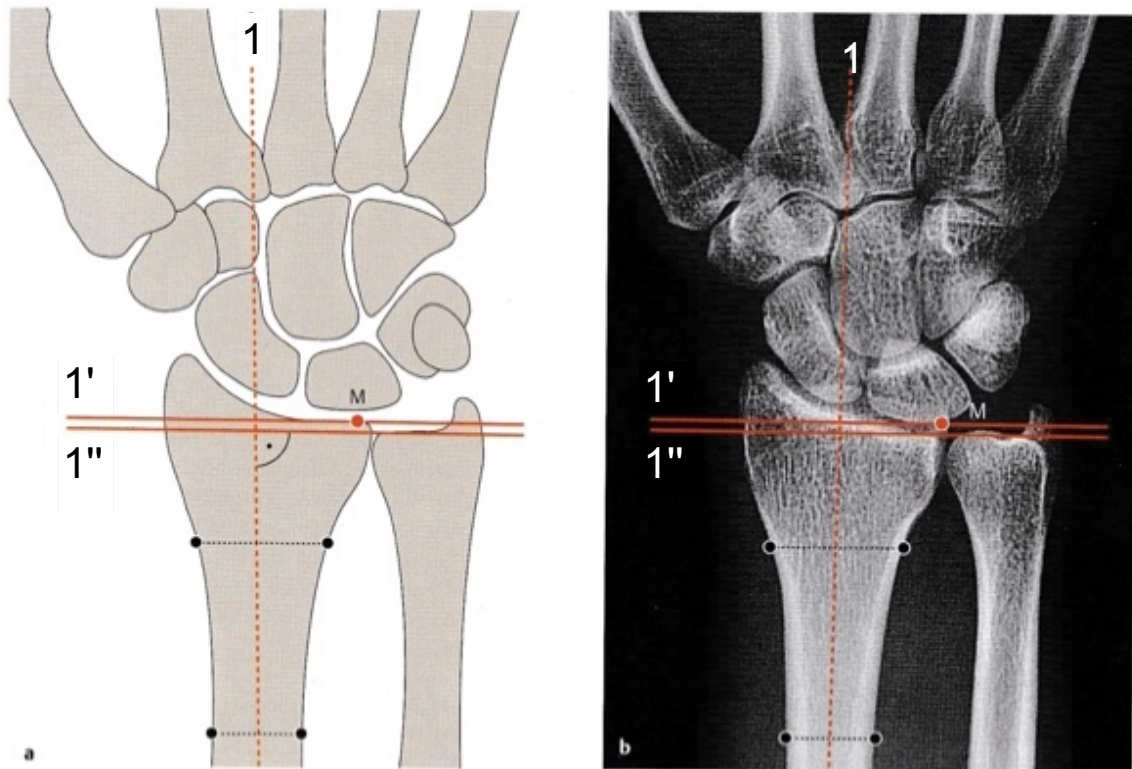


Abb. 8: Bestimmung der Ulnavarianz in schematischer (a) und radiologischer (b) Darstellung. Sie ermöglicht den Nachweis von Ulna (+) oder (-) Varianten und ist nach Gelbermann definiert als Abstand zwischen zwei Senkrechten auf der Longitudinalachse des Radius (1), wobei eine die ulnare Radiusbegrenzung darstellt, die andere an die Gelenkfläche der Ulna angelegt wird (siehe 1' und 1''). Der Normwert liegt bei  $\leq 2\text{mm}$  (Waldt et al., 2011).

### 3.1.2 Operative Versorgung und Implantatentfernung

Alle Operationen fanden unter perioperativer Antibiose mit Cefuroxim (1,5g i.v.) in Plexusanästhesie statt. Der zu operierende Arm wurde auf dem Handtisch ausgelagert und eine Blutdruckmanschette angelegt. Nach dreimaliger Desinfektion und Abdecken des OP-Gebietes erfolgte zunächst das Auswickeln des Armes und Aufpumpen der Blutdruckmanschette bis auf 100mm/Hg oberhalb des systolischen Blutdruckes. Dann erfolgte die Frakturposition mithilfe verschiedener Repositionsmanöver und Sicherung des Repositionsergebnisses durch einen oder mehrere Kirschner-Drähte, die über dem Proc. styloideus radii

einggebracht wurden. Mittels Stichinzisionen auf Höhe des Os metacarpale II in 45° seitlicher Richtung und nach stumpfer Präparation auf die Kortikalis mittels Klemmchen wurden nach bikortikalem Aufbohren unter Weichteilschutz mit dem Trokar zwei Pinschrauben ( $\varnothing 4$  mm) in den Mittelhandknochen eingebracht und zunächst die Multischraubenbacke auf die Pins geschoben, dann der Fixateur externe an der Backe fixiert. Nun erfolgte die Ausrichtung der Implantatachse des Fixateur auf die physiologische Drehachse des Handgelenkes. Hierzu wurde ein Kirschner-Draht durch die Zielvorrichtung des Fixateurs mittels Bildverstärkers in a.p. und seitlicher Projektion exakt auf den Kopf des Os capitatum ausgerichtet. Nun erfolgte das Einbringen der proximalen Pins. Dazu wurden mittels zweier Stichinzisionen etwa 10-12 cm proximal des Proc. styloideus radii mit anschließender stumpfer Verdrängung der Weichteile und unter Schonung des Ramus superficialis des N. radialis nach bikortikalem Aufbohren unter Weichteilschutz mit Trokar zwei weitere Pinschrauben ( $\varnothing 4$  mm) in den Radius eingesetzt (Seitz et al., 1990). Das Repositionsergebnis wurde intraoperativ radiologisch dokumentiert. Das freie Bewegungsspiel im Handgelenk wurde bei freigegebenem Fixateur passiv überprüft und das Operationsergebnis mittels Bildwandler dokumentiert. Anschließend erfolgte die Arretierung des Fixateur externe in Neutralstellung zur Vermeidung eines sekundären Repositionsverlustes. Nach Reinigung des OP-Gebietes wurde ein steriler Wundverband angelegt. Gemäß Studienprotokoll wurde der Fixateur externe nach zwei Wochen dynamisiert und nach etwa 6 Wochen mitsamt der Kirschner-Drähte in Lokalanästhesie entfernt, sofern eine beginnende Frakturkonsolidierung radiologisch gesichert werden konnte.

### 3.2 Analyse der Biomechanik unter physiologischen und pathologischen Bedingungen am Modell

#### 3.2.1 Der Teststand

Die Geometrie des Prüfkörpers und die Art der Bewegung erforderte die Entwicklung eines dynamischen Teststandes (Abb. 9), der seinerseits in die Prüfmaschine eingespannt werden konnte. Die Ankopplung des Teststandes erfolg-

te über die Grundplatte (Abb. 10) und einen Stempel (Abb. 11), um die vertikale Bewegung der Prüfmaschine in eine Nickbewegung der Hand zu übersetzen.

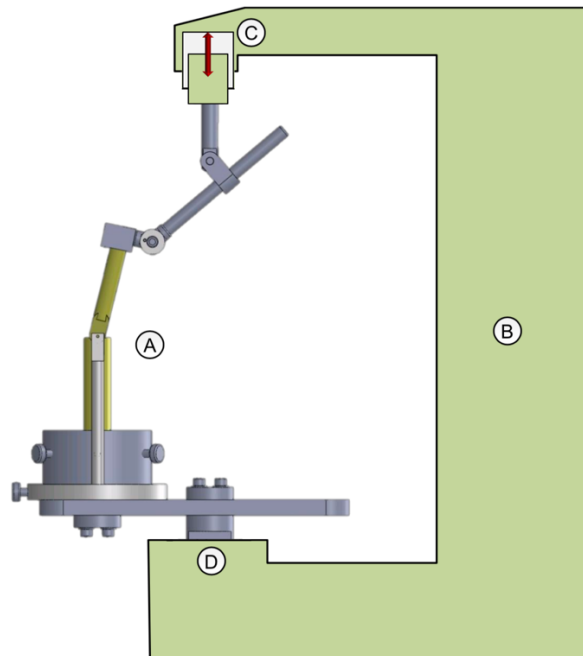


Abb. 9: Schematische Darstellung des dynamischen Teststandes (A) der in die obere (C) und untere (D) Aufnahme der Prüfmaschine (B) eingespannt ist.

Die Grundplatte (Abb. 10) dient dazu, den Unterarm aufzunehmen und an die Prüfmaschine zu koppeln. Die Unterarmstütze ist ein zylindrisches Gefäß mit drei Befestigungsschrauben zur Positionierung des in PMMA fixierten Unterarmes auf der Grundplatte. Dabei besteht die Möglichkeit, die Position der Unterarmstütze und der unteren Einspannung seitlich zu verstellen, um anatomische Variationen der zu untersuchenden Extremitäten auszugleichen und eine korrekte Positionierung in der Prüfmaschine zu erreichen. Nach Justierung werden die jeweiligen Verschraubungen angezogen, um ein Verrutschen der Unterarmstütze oder der unteren Einspannung zu verhindern.

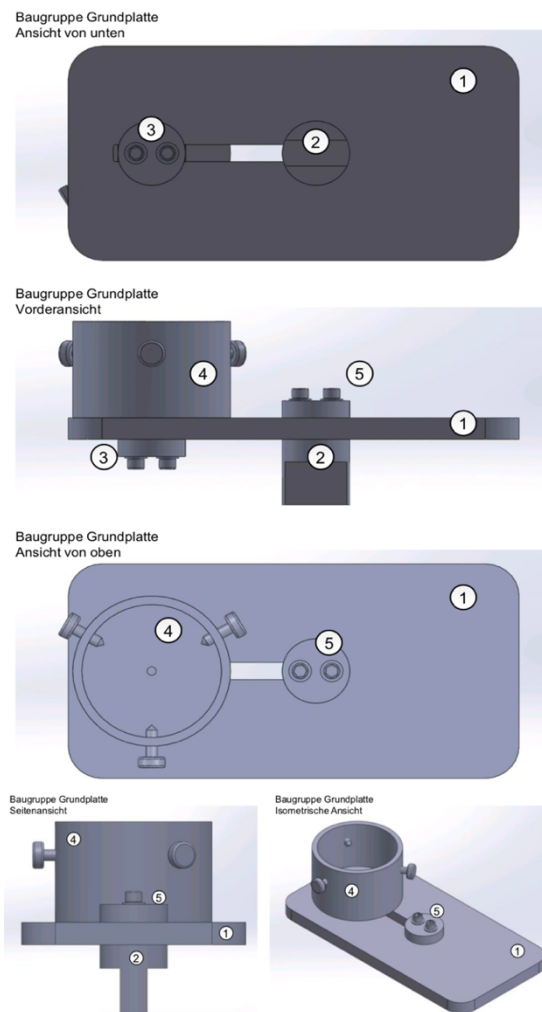


Abb. 10: CAD-Modell der Baugruppe Grundplatte bestehend aus (1) Grundplatte, (2) Untere Einspannung, (3) Verschraubung für Unterarmstütze, (4) Unterarmstütze, (5) Verschraubung für untere Einspannung

Der Stempel (Abb. 11) wird über eine Kraftmessdose in die obere Aufnahme der Prüfmaschine angekoppelt, die über einen elektromechanischen Spindelhubantrieb Last einleitet. Die Baugruppe besteht aus einem Kopplungsstück, einem mehrachsigen Drehgelenk und einem Linearlager. Im Linearlager läuft die mit den in PMMA eingegossenen Mittelhandköpfchen fest verbundene Koppelstange. Zur Minimierung von Reibungseffekten erfolgte die Einbettung der Koppelstange in ein Kugellager sowie die zusätzliche Verwendung von Silikon-spray. Die Kombination aus Drehgelenk und Linearlager setzt die vertikale Bewegung der Prüfmaschinenaufnahme in eine mehrachsige Nickbewegung des

Handgelenkes um, wobei der Hebelarm weitgehend konstant bleibt. Die während eines Bewegungszyklus (aus Neutral-Null Position über maximale Palmarflexion, über die Neutralstellung hin zur maximalen Dorsalextension) aufgebrauchte Arbeit kann so mithilfe einer Druckmessdose erfasst werden.

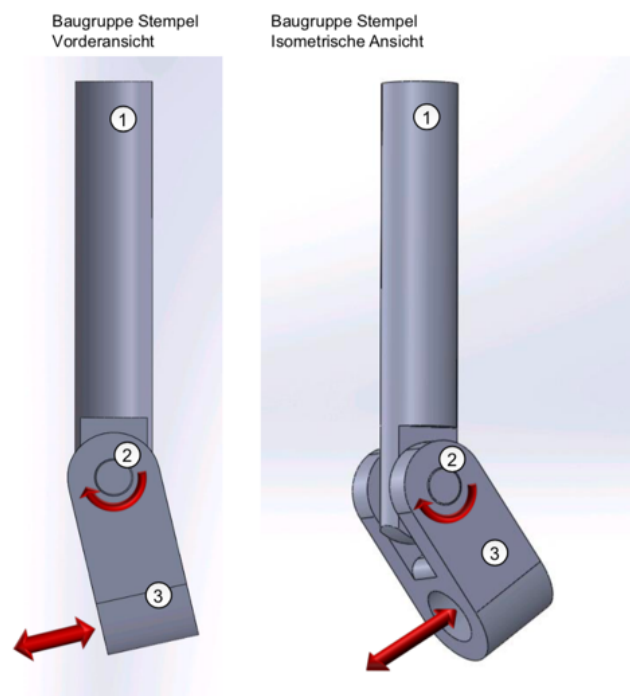


Abb. 11: CAD-Modell der Baugruppe Stempel

1) Ankopplung der Kraftmessdose, 2) Kugelgelenk, 3) Linearlager

Zur genauen Ausrichtung des Fixateur externe wurde ein Bogenmaßstab gefertigt, welcher als Verlängerung auf die distale Achse des Fixateur externe angepasst wurde (Abb. 12) und durch ein Rändelschraube arretiert werden kann. Der Bogenmaßstab erlaubt es, Änderungen in der Implantatdrehachse in 5° Schritten in palmarer oder dorsaler Richtung einzustellen. Um den Effekt einer zusätzlichen Neigung zu erfassen, diente ein digitaler Neigungswinkelmesser. Zur Befestigung während der Auslenkung wurde ein arretierbarer Greifarm verwendet.



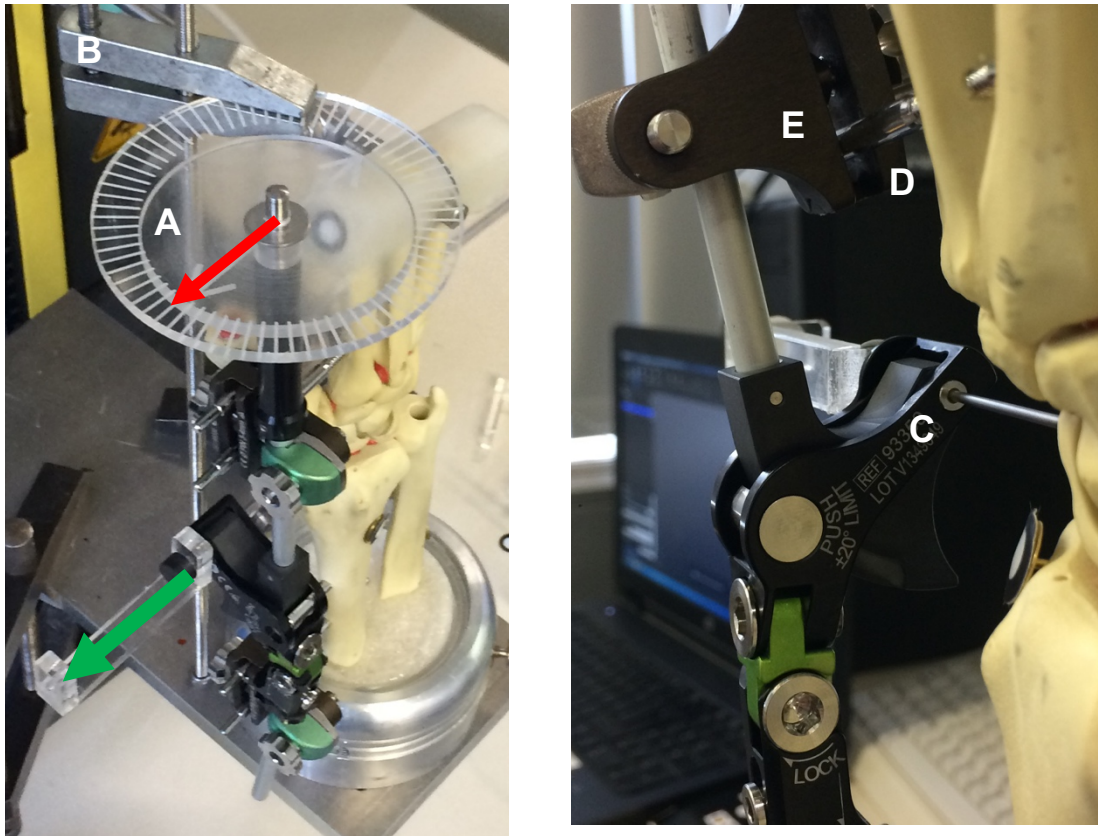


Abb. 12: Versuchsaufbau links mit Bogenmaßstab (A) ausgerichtet (roter Pfeil) auf die Implantatachse (grüner Pfeil) und arretierbarem Greifarm (B) und rechts mit Implantatachse (C) in seitlicher Darstellung, man beachte das Interface zwischen glattem Pin (D) und Kunststoffbacke des Fixateurs (E)

Entscheidend für die Funktionsweise des Prüfstandes ist die korrekte Ausrichtung der Drehachsen (Abb. 13). Die Drehachse des Stempels (A) sowie die Drehachse im Handgelenk bzw. im Fixateur (B) müssen in einer Ebene liegen, um Zwangskräfte in den Pins des Fixateurs und im Handgelenk zu verhindern.



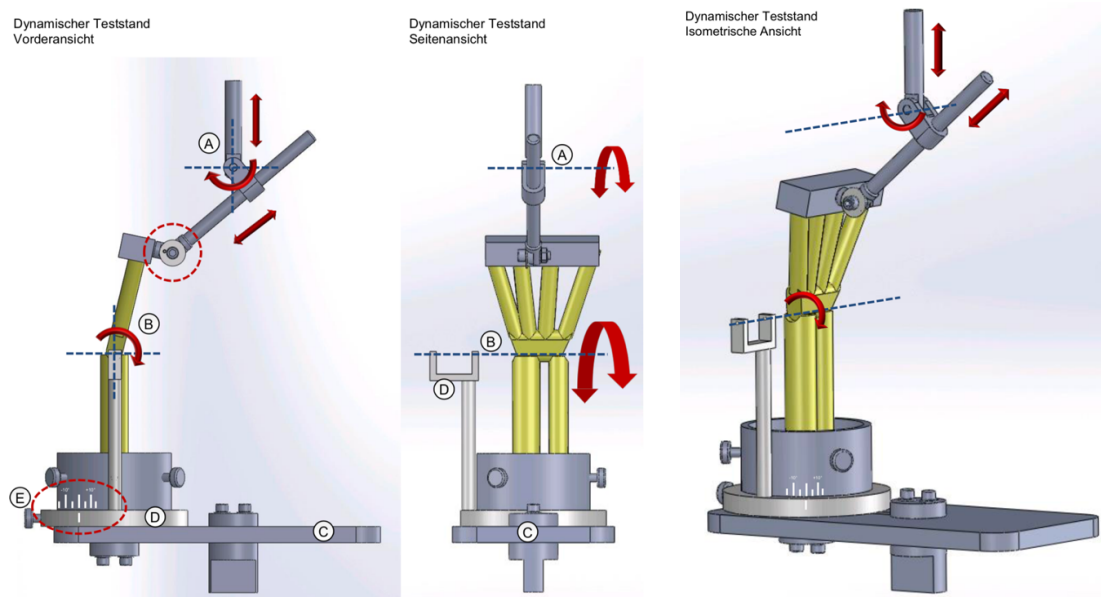


Abb. 13: CAD-Modell des dynamischen Prüfstandes mit markierten Drehachsen (rote Pfeile) und schematischer Darstellung von Unterarm und Handgelenk

### 3.2.2 Materialien und Geräte

Die für die biomechanischen Untersuchungen verwendeten Geräte und Verbrauchsmaterialien sind in Tab. 4 zusammengefasst. Der oben beschriebene, für diese Arbeit entwickelte Teststand zur Ankopplung der Kunsthände an die Prüfmaschine wurde in der Werkstatt des Instituts für Biomedizinische Technik der Universitätsmedizin Rostock aus Aluminium gefertigt. Für die Modellierung (CAD) und Fertigung des Teststands wurde mit SolidWorks (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Vers. 2019 SP0, Waltham, Massachusetts) gearbeitet. Auch die Eingussformen zur Fixierung der künstlichen Unterarme in Zweikomponenten-Knochenzement wurden im Institut für Biomedizinische Technik der Universitätsmedizin Rostock aus Teflon geätzt. Klebreflektoren, die mittels Reißzwecken am Knochenmodell befestigt wurden, dienten zur Markierung für die laseroptische Messungen.

Tab. 4: Übersicht der verwendeten Geräte und Materialien

Bezeichnung	Hersteller
Prüfmaschine Mini Zwick, Typ 1120.25 mit Software testXpert I	Zwick/Roell GmbH, Ulm, Deutschland
Digitaler Neigungswinkelmesser Tacklife MDP 02, Wasserwaage mit Magnethalterung	Tacklife, Shenzhen, VR China
3D-Handscanner HandyScan 700 mit Software VXelements (Vers. 6.2 SR1 Build 2256 2018.06.13)	Creaform, Quebec, Kanada
"Hand and wrist single bone" Kunsthand (re), solid foam, Länge 448 mm	Synbone AG, Malans, Schweiz
Dynamischer Fixateur externe (Galaxy Wrist)	Orthofix SRL, Bussolengo, Italien
Zweikomponenten-Knochenzement Demotec 20®	Demotech, Nidderau, Deutschland

Die Positionen der Marker im Raum wurde laseroptisch erfasst, Positionsänderungen als Vektoren in Matlab (Version 9.5, MathWorks) verarbeitet und mit GraphPad Prism (Version 5.0, GraphPad Software Inc) oder SigmaPlot (Version 10.0, Systat Software GmbH) grafisch dargestellt. Das Procedere lehnte sich an das von Gehrmann et al. beschriebene an (Gehrmann et al., 2012). Die statistische Auswertung erfolgte mit dem IBM SPSS Softwarepaket (Version 22.0, IBM Inc.).

### 3.2.3 Erfassung biomechanischer Charakteristika im Prüfstand

#### 3.2.3.1 Präparation und Positionierung der Kunsthände

An den anatomischen Modellen des Unterarms ("Hand and wrist single bone", Fa. Synbone) wurden Radius und Ulna zunächst auf ca. 26 cm proximal des Proc. styloideus radii gekürzt und die Langfinger der Hand verworfen. Die verbliebenen Segmente wurden sowohl an der Seite der Metakarpalia als auch auf

Seiten des Unterarmstumpfes in individuell angefertigten quader- bzw. zylinderförmigen Teflon-Ausgussformen in PMMA-Zement fixiert. Für die Metakarpalia wurden ca. 20 ml PMMA verwendet, im Unterarmbereich ca. 40 ml Zement. Um Raum für die Koppelstange zu erzeugen, befand sich in der Ausgussform der Mittelhandköpfchen ein ca. 0,5 cm dicker Teflonstab. Nach Aushärten des Zementes wurden die Formen durch eine Ausschlagsvorrichtung entfernt, überstehender Zement abgeschliffen und in die Aufnehmer des Prüfstandes eingepasst. Im Bereich der Mittelhand entstand durch Entfernen des Teflonstabes eine kreisrunde Öffnung, in die die Koppelstange eingeführt, arretiert und gegenseitig in das Linearlager des Stempels eingefügt wurde. Durch die mehrachsige, reibungsarme Bewegung konnte dieser direkt mit dem Kraftaufnehmer verbunden werden. Zwei Kugellager gaben ausreichend Spiel für den reibungsarmen Lauf der Komponenten. Dann erfolgte die Anlage des Fixateur externe in o.g. Weise und Montage der Justierhilfe zur Auslenkung der Implantatachse (Abb. 14).

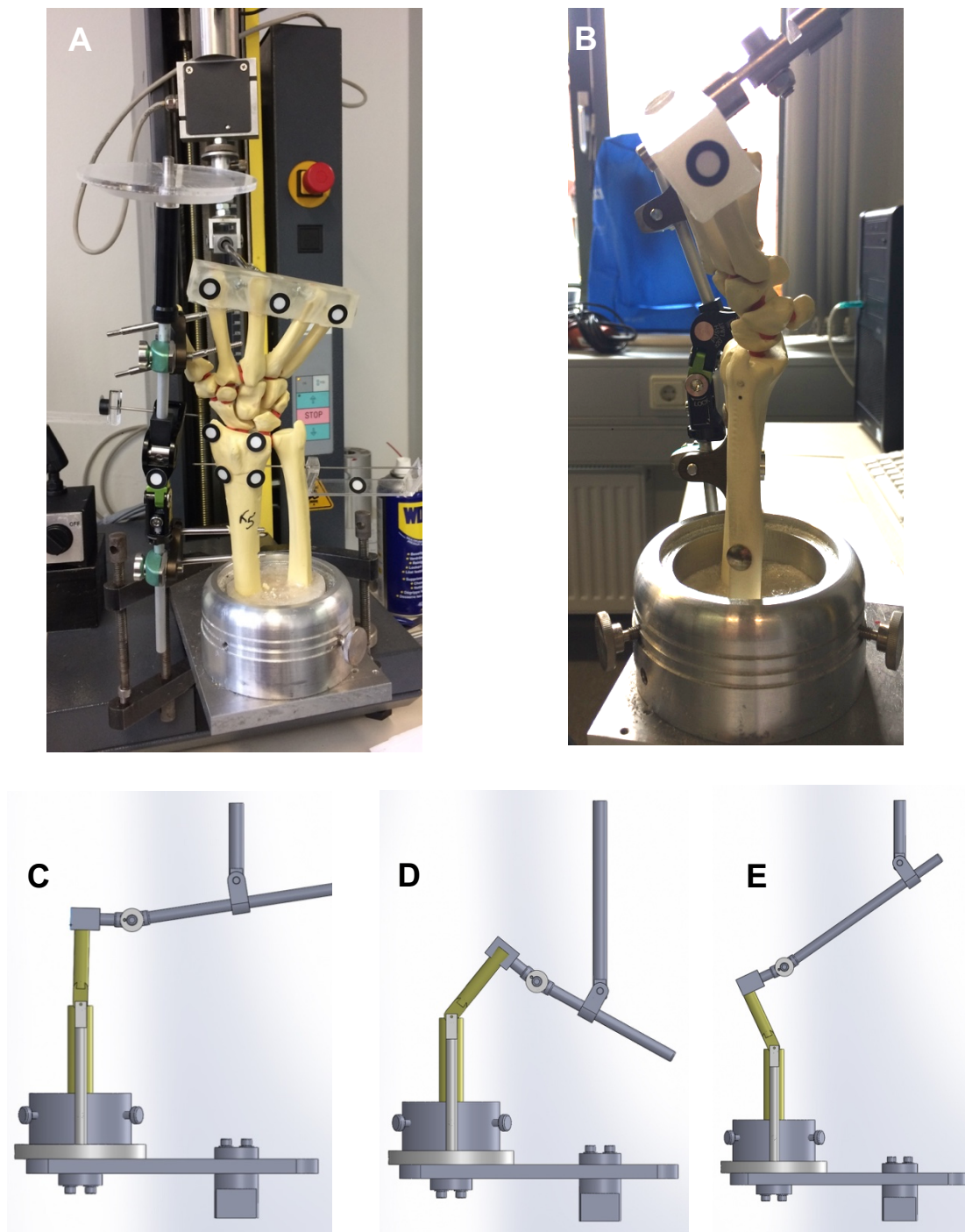


Abb. 14: Anatomisches Modell im Prüfstand sowie schematische Darstellung des Bewegungszyklus  
A und B) Vorder- und Seitansicht in Neutral-Null-Stellung und mit angelegtem Fixateur externe, C-E) schematische Darstellung des Bewegungszyklus in der Seitansicht: Neutralstellung (C), Flexionsstellung (D), Extensionsstellung (E)

### 3.2.3.2 Kraftmessung, Berechnungen und Aufzeichnung der Bewegungen

Über einen zuvor festgelegten Weg wurden mit der Universalprüfmaschine die zur Bewegung des Handgelenkes notwendige Kraft in drei gleichförmigen Zyklen aufgezeichnet. Da bei konstantem Hebelarm die geleistete Arbeit aussagekräftiger als das Drehmoment ist, wurde diese als Integral aus dem Kraft-Weg-Diagramm berechnet. An jede der Kunsthände wurde der Fixateur externe angebracht und die in Tab. 5 dargestellten Untersuchungen in fester Reihenfolge durchgeführt. Im Anschluss erfolgte die laseroptische Messung mittels o.g. Handscannern (HandyScan 700, Fa. Creaform, Quebec, Kanada) in Neutral-Null-Stellung.

Tab. 5: Versuchsprotokoll intakte Kunsthand

Untersuchung	Auslenkung der Implantatachse [°]	Auslenkungs- richtung	Neigung in Grad	3D- Scan
1	0			x
2	10	palmar		x
3	10	dorsal		x
4	20	palmar		x
5	20	dorsal		x
6	10	palmar	5	x
7	10	dorsal	5	x
8	20	palmar	5	x
9	20	dorsal	5	x

Aus der Größe des digital erfassten Hebelarmes und der für jede Kunsthand in sich konstanten Länge des von der Prüfmaschine zurückgelegten Weges konnte die Handgelenksextension bzw. Flexion trigonometrisch bestimmt werden. Zur laseroptischen Erfassung der Bewegungskinematik und Frakturdynamik wurden an den Präparaten, der Prüfmaschine und dem Fixateur externe an definierten Landmarken Klebereflektoren fixiert und mithilfe eines 3D-

Handscanners die Position dieser Reflektoren im Raum erfasst. Hiermit konnte eine maximale Auflösung von 0,05 mm und eine Genauigkeit von  $\pm 0,03$  mm erreicht werden. Zur Erfassung des Gesamtobjektes im Raum mussten für den Handscanner immer 4 Reflektoren (Targets) zeitgleich erfassbar sein, sodass insgesamt 22 Reflektoren angebracht werden mussten. Davon wurden 14 als "Schlüsseltargets" identifiziert, die für die Abstands- und Winkelberechnungen relevant waren. Für jedes Target waren die x, y und z Koordinaten sowie die Abstände (mm) zu den übrigen Targets bekannt. Um die mithilfe des Bogenmaßstabes erzeugten Manipulationen der Implantatachse zu quantifizieren, wurden Targets an einem K-Draht befestigt, der, in die Zielvorrichtung eingebracht (C, D, Abb. 15), zur Ausrichtung der Implantatachse des Fixateur externe diente (Abb. 15). Reflektoren in Verlängerung des Kraftaufnehmers dienen zur Bestimmung der korrekten Länge des Hebelarmes (A, B, Abb. 15).

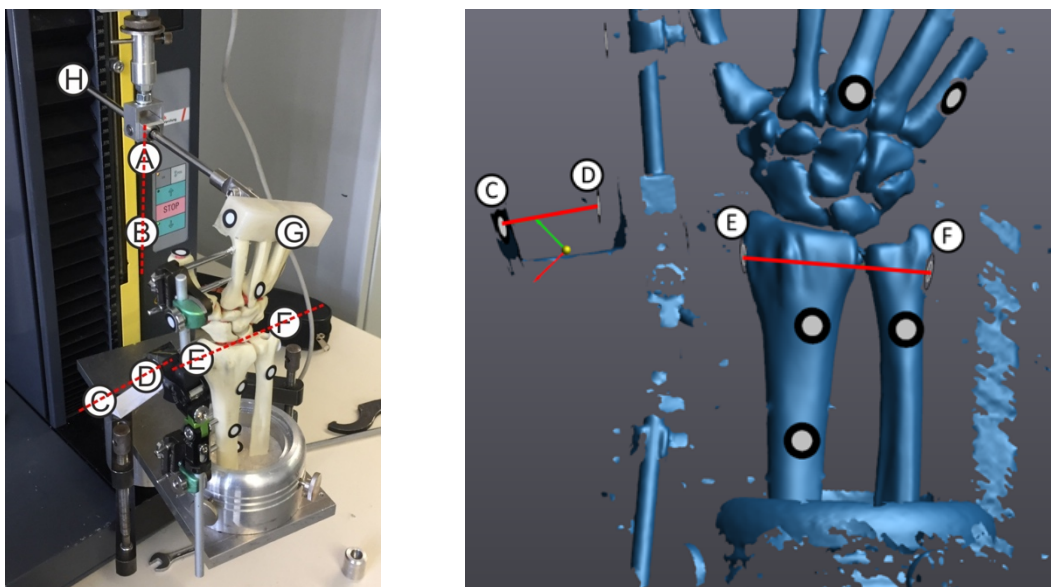


Abb. 15: Versuchsstand mit instrumentierter Kunsthand (links) und vergrößerte Darstellung im Modell (rechts) mit Position der Reflektoren (AB: Hubachse, HG: Schubstange CD: Implantatachse EF: physiologische Handgelenksachse)

Der Winkel zwischen Implantat (CD)- und Handgelenksachse (EF) lässt sich mit folgender Gleichung berechnen:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\overrightarrow{CD} \cdot \overrightarrow{EF}}{|\overrightarrow{CD}| \cdot |\overrightarrow{EF}|}\right)$$

Um die lineare Bewegung der Spindelprüfmaschine in Momente umzurechnen muss der Abstand ( $d_M$ ) der Maschinenachse (AB) zur Handgelenksachse ( $d_M$ ) bestimmt werden. Dabei stehen die Handgelenksache und die Achse des Aktuators orthogonal (Abb. 5). Die Berechnung des Hebelarmes erfolgt über das Vektorprodukt, wobei  $\vec{A}$  und  $\vec{E}$  Punkte auf den entsprechenden Achsen darstellen.

$$\begin{aligned} n &= \overrightarrow{AB} \times \overrightarrow{EF} \\ n_0 &= \frac{n}{|n|} \\ d_M &= (\vec{A} - \vec{E}) \cdot n_0 \end{aligned}$$

Das Moment aufgrund der Maschinenkraft (F) berechnet sich anschließend durch den Zusammenhang:

$$M = d_M \cdot F$$

Im Anschluss an die Bewegungs- und Kraftuntersuchung am intakten Knochenmodell ohne und mit Manipulation der Implantatachse des Fixateur externe folgte die Untersuchung am Frakturmodell. Hierzu wurde nach dem in der Literatur beschriebenen Verfahren mittels oszillierender Säge eine keilförmige Osteotomie im Sinne einer A3 Fraktur dorsal auf Höhe des distalen Radius etwa 1,5 cm proximal der Gelenklinie erzeugt (Baumbach et al., 2011). Zur Analyse der Frakturdynamik wurden Reflektoren distal und proximal des Frakturspaltes platziert (Abb. 16).

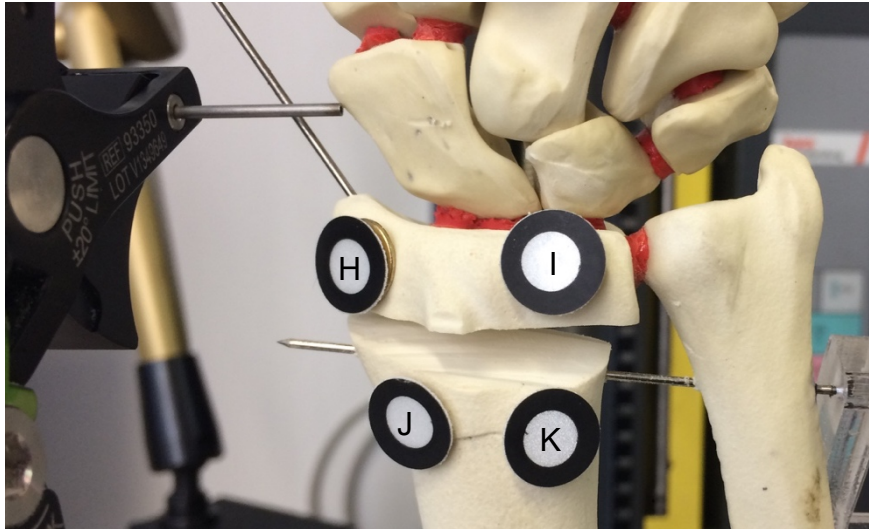


Abb. 16: Darstellung der Kunsthand im Frakturmodell.

Die Reflektoren wurden distal (H, I) und proximal (J, K) der Fraktur angebracht, ein zusätzlich eingebrachter K-Draht diente zur Stabilisierung.

Die Position der Frakturpunkte (H, I, J, K) wurden in Neutralstellung, Extension und Flexion erfasst und die Breite des Frakturspaltes ( $d_{Fx}$ ) mit folgender Gleichung berechnet:

$$d_{Fx} = \frac{\overrightarrow{HJ} + \overrightarrow{IK}}{2} + \frac{\overrightarrow{HK} + \overrightarrow{IJ}}{2}$$

Die dynamischen Änderungen bei Extension und Flexion wurden auf die in Neutralstellung gemessene Breite des Frakturspaltes bezogen. Analog fanden nun die definierten Manipulationen der Implantatachse statt (Tab. 6). Im Anschluss jeder Manipulation erfolgte die laseroptische Messung jeweils in maximaler Flexion, Neutral-Null-Stellung und maximaler Extension. In einem letzten Schritt wurde die Fraktur mittels eines vom Proc. styloideus eingebrachten Kirschner-Drahtes stabilisiert, und die Bewegungsanalyse und laseroptischen Messungen erneut durchgeführt.



Tab. 6: Versuchsprotokoll Frakturmodell ohne und mit zusätzlicher K-Draht Osteosynthese

Untersuchung	Auslenkung Implantatachse [°]	Auslenkungs- richtung	K-Draht	3D-Scan
1	0			x
2	10	palmar		x
3	10	dorsal		x
4	20	palmar		x
5	20	dorsal		x
6	0		x	x
7	10	palmar	x	x
8	10	dorsal	x	x
9	20	palmar	x	x
10	20	dorsal	x	x

Zur Auswertung wurden mit Hilfe von MatLab die während der Bewegung kontinuierlich erfassten Koordinaten der Targets auf das gleiche Ursprungskoordinatensystem transformiert und damit die einzelnen Erfassungen untereinander vergleichbar gemacht. Es entstand eine virtuelle, dreidimensionale Darstellung der makroskopisch beobachteten Bewegung (Abb. 17).

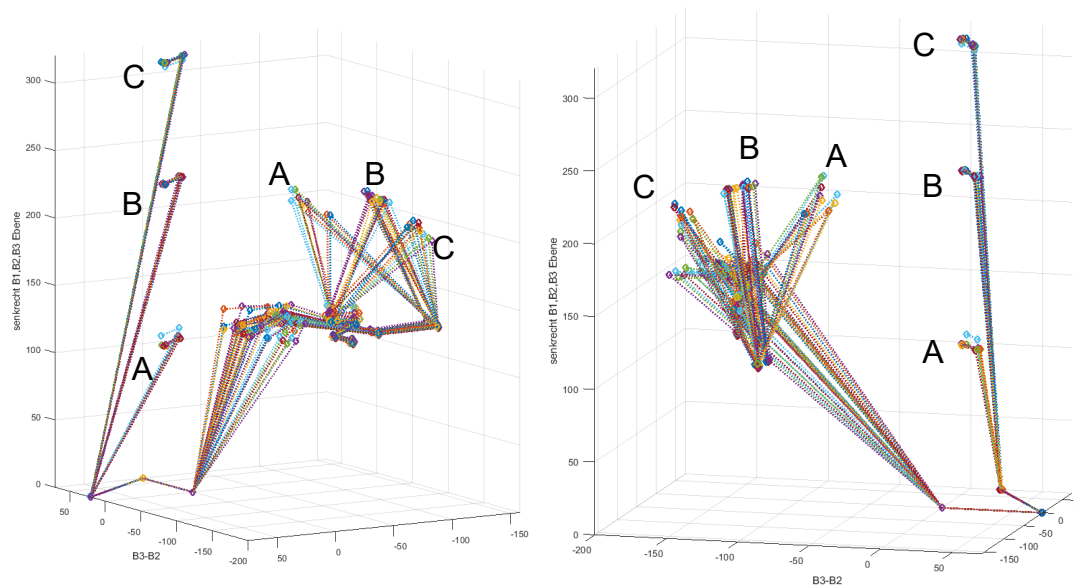


Abb. 17: Exemplarische Darstellung der erfassten Bewegungen

Position der Reflektoren nach Matlab gestützter Transformation der Koordinaten bei Bewegungsbeginn in Palmarflexion (A), Neutral-Null-Stellung (B) und Dorsalextension (C)

### 3.3 Datenerfassung/Nachuntersuchung und statistische Auswertung

Die Untersuchungsbefunde der klinischen Beobachtungsstudie wurden in Studienprotokollen sowie digital auf einer Online-Plattform dokumentiert und mit SPSS ausgewertet. Die Normalverteilung der Daten wurde mit dem Shapiro-Wilk-Test überprüft. Gruppenvergleiche wurden bei normalverteilten Stichproben mittels T-Test, bei nicht-normalverteilten Daten mittels Mann-Whitney Test (ungepaarte Proben) bzw. Wilcoxon-Test (gepaarte Proben) durchgeführt und das Signifikanzniveau mit  $p < 0,05$  festgelegt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Auswertung der klinischen Studie

#### 4.1.1 Anthropometrische und klinische Charakteristika der Patienten

In einem Zeitraum von 9 Monaten konnten 7 Patientinnen mit einer osteoporotischen Radiusfraktur (eine C1, zwei C2 und vier C3-Frakturen nach AO) nach entsprechender Vorbereitung und Aufklärung in die Studie aufgenommen werden. Eine Patientin erschien nach Entfernung des Fixateurs nicht mehr zu den Folgeuntersuchungen. Das Alter der Patientinnen zum Zeitpunkt der Fraktur betrug im Median 61 Jahre (Bereich 51 - 72 Jahre) und der mediane BMI lag bei 25 kg/m<sup>2</sup> (Bereich 21 - 39 kg/m<sup>2</sup>). Bei allen Patientinnen lag eine klinisch manifeste Osteoporose vor, die jedoch bei keiner Patientin medikamentös behandelt wurde. Bei einer Patientin bestand präoperativ ein oral medikamentös geführter Diabetes Mellitus Typ II. Die durchschnittliche OP-Zeit betrug 59±14 Minuten. Bei einer Patientin wurde primär auf die zusätzliche K-Draht Osteosynthese verzichtet. Postoperativ kam es zum sekundären Repositionsverlust, so dass die operative Revision und zusätzliche Stabilisation mittels Kirschner-Drähte erfolgte. Bei einer weiteren Patientin kam es nach sechs Monaten zu einem sekundären Repositionsverlust. Weitere Operationen lehnte die Patientin zu diesem Zeitpunkt ab. In einem Falle kam es intraoperativ zum einem Implantatversagen mit Bruch auf Höhe der Drehachse bei Anlage des Fixateur externe.

#### 4.1.2 Behandlungsergebnisse nach externer dynamischer Fixation

##### 4.1.2.1 Radiologische Ergebnisse

Es ergab sich postoperativ eine durchschnittliche Palmarinklination von 10°, dies stellte zum präoperativen Befund eine deutliche Verbesserung (ca. 30°) dar und war in allen Fällen signifikant. Im Laufe der nächsten zwei Wochen kam es zu geringen Repositionsverlust von durchschnittlich 2°. Nach sechs Monaten stieg dieser auf 4°, sodass sich durchschnittlich eine 6° Palmarinklination ergab.

Die durchschnittliche präoperative Radialinklination änderte sich durch die operative Versorgung auf durchschnittlich  $20^\circ$  ( $p < 0,05$ ) und betrug nach 6 Monaten noch  $16^\circ$ . Die Ulnarvarianz betrug nach sechs Monaten durchschnittlich  $0,5 \text{ mm}$ .

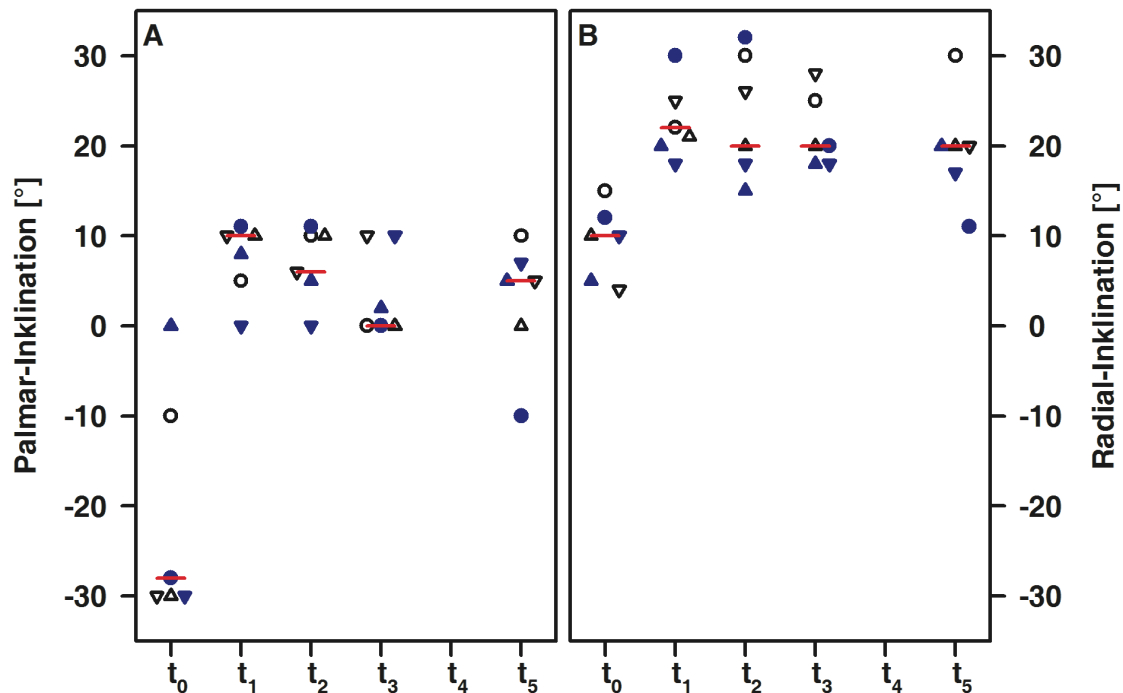


Abb. 18: Darstellung der radiologischen Ergebnisse.

Palmarinklination (A) und Radialinklination (B) des Handgelenkes zum Zeitpunkt der Fraktur ( $t_0$ ), postoperativ ( $t_1$ ), vor Mobilisation des Fixateur ( $t_2$ ) bei Entfernung des Fixateur ( $t_3$ ) sowie 6 Monate ( $t_5$ ) nach Fraktur. Individuelle Verläufe sind durch Verwendung identischer Symbole dargestellt und der Median ist rot eingezeichnet. Zum Zeitpunkt  $t_4$  wurden diese Parameter nicht bestimmt.

#### 4.1.2.2 Funktionelle Ergebnisse

Die individuellen Veränderungen sowie die zugehörigen Mediane der Handgelenksflexion und -extension sowie der Ulnar- und Radialduktion sind in Abb. 19 zusammengefasst. Es zeigten sich individuelle Unterschiede mit nur geringer Zunahme der Beweglichkeit bei im Median positiven Ergebnissen.

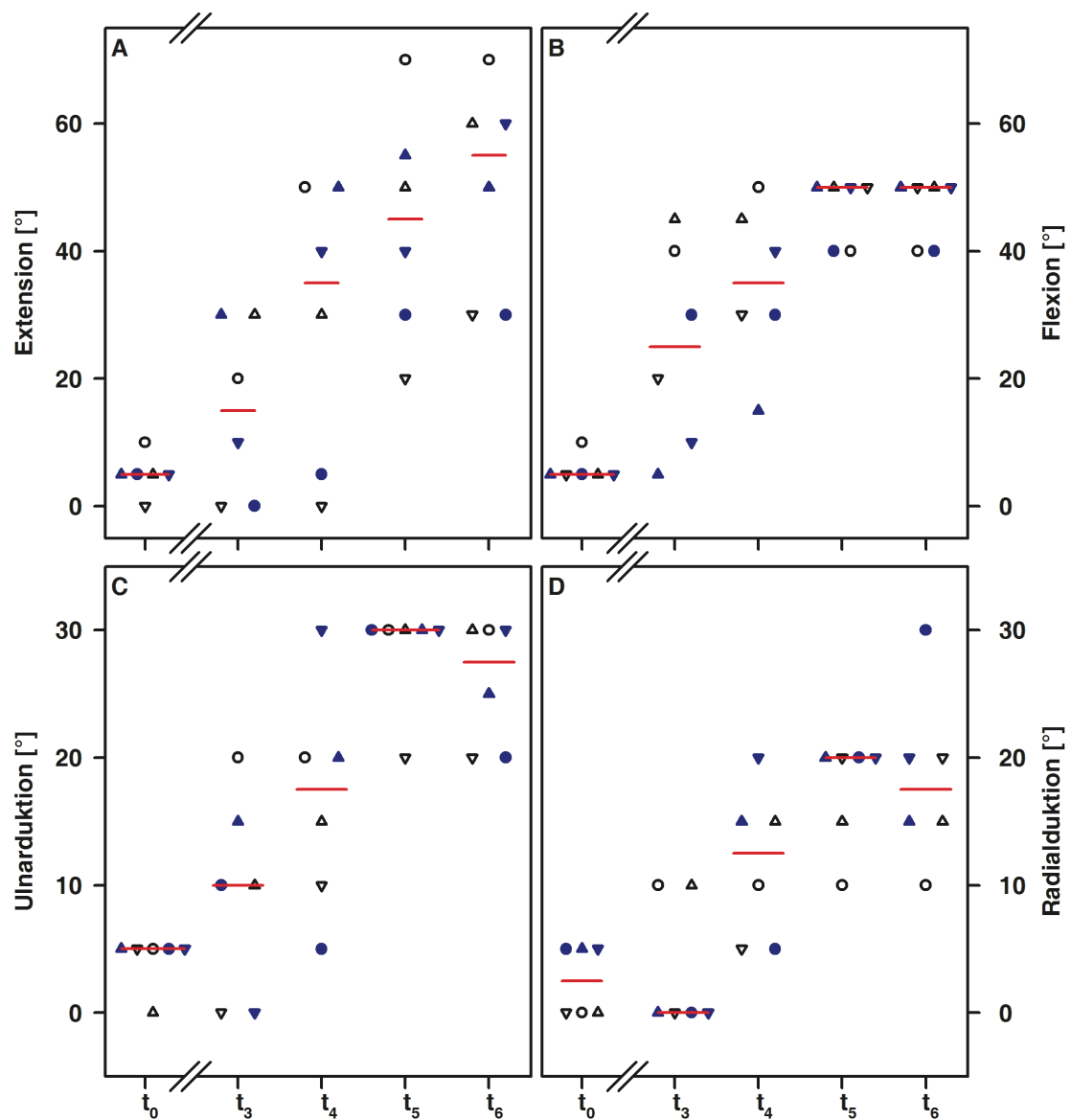


Abb. 19: Funktionelle Ergebnisse im Verlauf

Extension (A) und Flexion (B) des Handgelenks sowie Ulnardeviation (C) und Radialdeviation (D) zum Zeitpunkt der Fraktur ( $t_0$ ), bei Entfernung des Fixateurs ( $t_3$ ) sowie 3, 6 und 12 Monate ( $t_4$ ,  $t_5$  und  $t_6$ ) nach Fraktur. Individuelle Verläufe sind durch Verwendung identischer Symbole dargestellt und der Median ist rot eingezeichnet.

In analoger Weise ist die Entwicklung der relativen Hand- und Daumenkraft, sowie der relativen Kraft im Dreifinger- und im Pinzettengriff in Abb. 20 wiedergegeben. Zur besseren Vergleichbarkeit der Befunde wurden die Ergebnisse der Kraftmessungen der erkrankten Seite auf die der gesunden Gegenseite

normiert. Auch hier konnte im Verlauf eine positive Entwicklung gezeigt werden. Trotzdem ergaben sich bei einigen Patientinnen nach einem Jahr noch erhebliche Kraftdefizite zur gesunden Gegenseite. Nach Entfernung des Fixateur externe ergab sich im Kraftgriff durchschnittlich 5,7% der gesunden Gegenseite. Dies verbesserte sich nach einem Jahr auf immerhin 55,8% der gesunden Gegenseite.

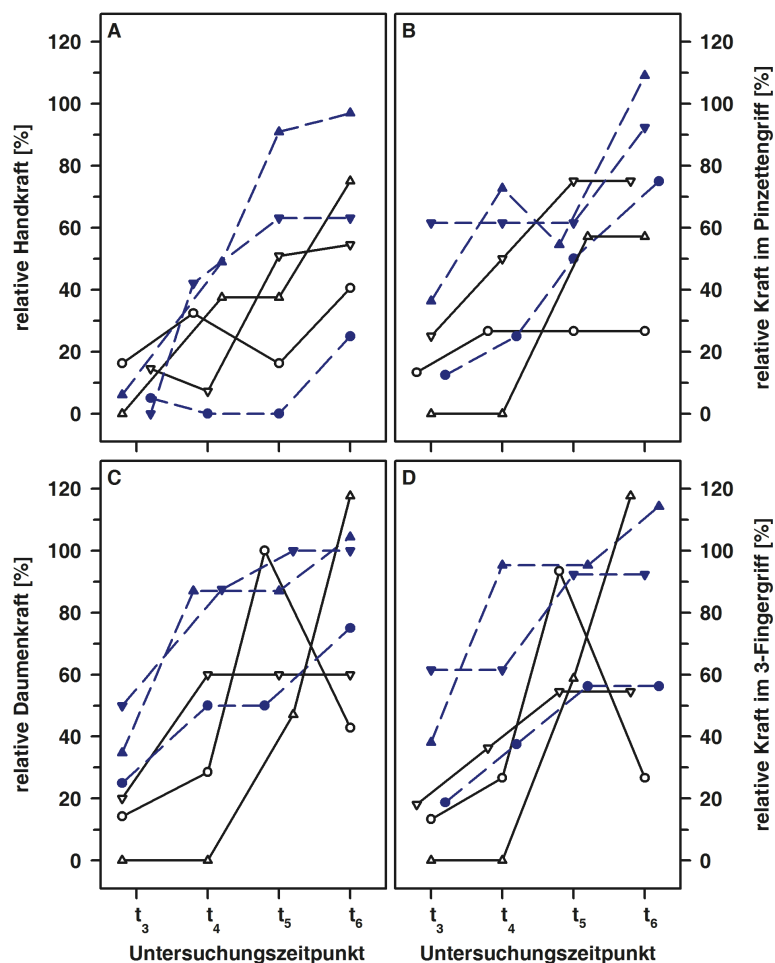


Abb. 20: Entwicklung der relativen Hand- und Fingerkraft

A) relative Handkraft, B) relative Kraft im Pinzettengriff, C) relative Daumenkraft, D) relative Kraft im 3-Fingergriff nach Entfernung des Fixateur ( $t_3$ ) sowie 3, 6 und 12 Monate ( $t_4$ ,  $t_5$  und  $t_6$ ) nach Fraktur. Individuelle Verläufe sind durch Verwendung identischer Symbole dargestellt.

Hinsichtlich der subjektiv empfundenen Einschränkungen und Schmerzen gaben der PRWE, eine numerische Schmerzskala und DASH-Fragebogen Auskunft. Die Ergebnisse sind in Tab. 7 dargestellt.

Tab. 7: Veränderungen des PRWE-Scores, des Schmerzempfindens und der Befunde im DASH-Fragebogen

	t <sub>3</sub>	t <sub>4</sub>	t <sub>5</sub>	t <sub>6</sub>
Schmerz [NRS von 0-10]	3 (3 - 6)	3 (0 -4)	2 (0-3)	1,5 (0-3)
PRWE-Score	58 (45,5 - 69,5)	32,25 (18,5 - 50,0)	13,25 (10,5 - 30,0)	12,25 (0,50 - 34,0)
DASH- Fragebogen	n.d.	n.d.	10,72 (4,17 - 30,60)	9,73 (0,48 - 32,0)

Die Daten wurden zum Zeitpunkt der Materialentfernung (t<sub>3</sub>) sowie 3, 6 und 12 Monate (t<sub>4</sub>, t<sub>5</sub> und t<sub>6</sub>) nach operativer Versorgung erfasst und die Scores berechnet.

#### 4.2 Evaluation des Prüfstandes bei intakter Knochenstruktur

Die Kunsthände (n=5) wurden präpariert, im Teststand fixiert und in die Prüfmaschine eingebracht. Das Integral der Kraft-Weg Kurve entspricht der Arbeit, die für diese Bewegung geleistet werden muss. Diese nimmt mit zunehmender Fehlpositionierung des Fixateurs zu (Abb. 21) und wird im Folgenden als Verlustarbeit bezeichnet.

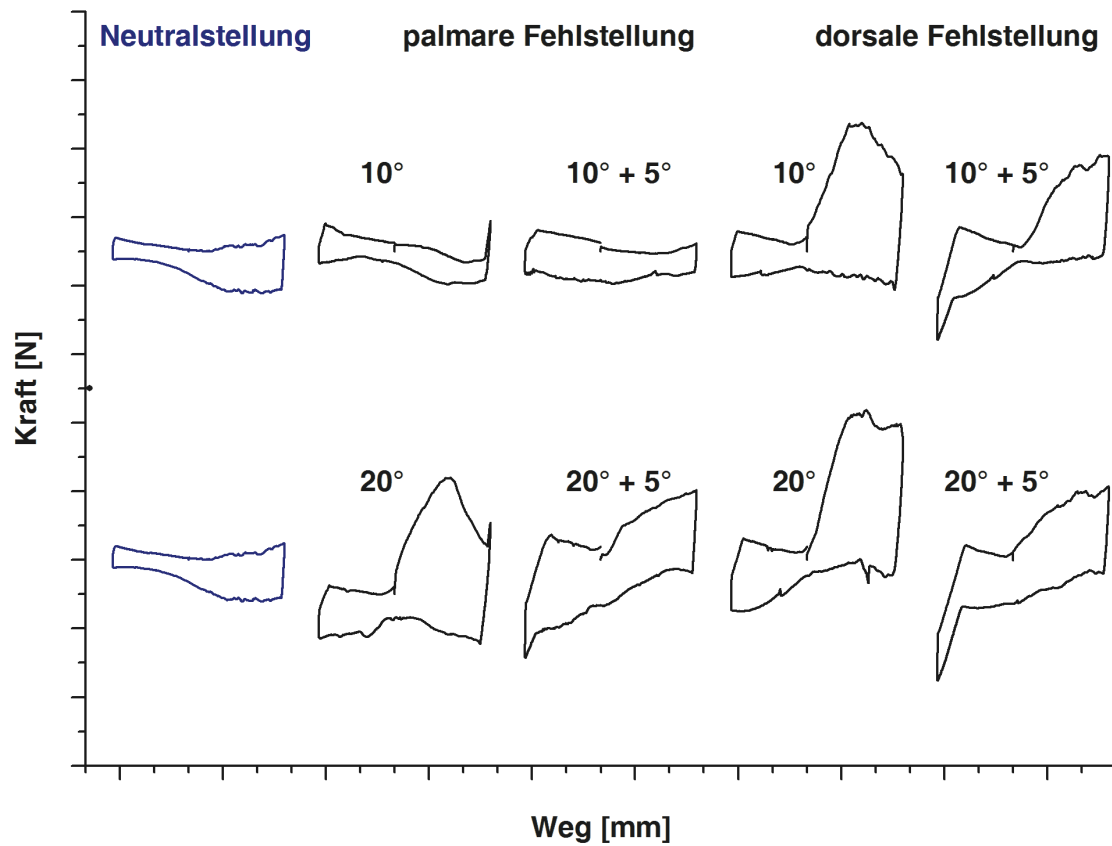


Abb. 21: Exemplarische Darstellung der Kraft-Wege Diagramme von Kunst-hand 1 in Relation zur Manipulation der Implantatachse

Es zeigte sich, dass eine palmare Fehlstellung von 20° sowie beide dorsalen Fehlstellungen unabhängig von einer zusätzlichen Neigung der Implantatachse um 5° zu signifikant höherer Verlustarbeit bei Bewegung des Handgelenkes führten (Tab. 8).



Tab. 8 Verlustarbeit zur Bewegung des Handgelenks am intaktem Knochenmodell und in Abhängigkeit von der Positionierung des Fixateur externe

	Verlustarbeit [Nmm]
Neutralstellung (n=5)	133 (73,1 - 223)*
palmare Fehlstellung ± zusätzliche Neigung	
10° (n = 5)	202 (141 - 315)
10°+5° Neigung (n = 5)	246 (192 - 633)
20° (n = 5)	351 (335 - 430)*
20°+5° Neigung (n = 5)	413 (294 - 891)*
dorsale Fehlstellung ± zusätzliche Neigung	
10° (n = 5)	258 (206 - 462)*
10°+5° Neigung (n = 5)	385 (262 - 582)*
20° (n = 5)	513 (326 - 715)*
20°+5° Neigung (n=5)#	478 (423 - 1000)*

\* symbolisiert eine signifikant höhere Verlustarbeit gegenüber der Neutralstellung ( $p < 0,05$ ). # Bei einer der Kunsthände wurde für die Berechnung der Verlustarbeit die maximal anwendbare Kraft (10N) verwendet, da die Messung bei dieser Kraft aus Sicherheitsgründen abgebrochen werden musste.

#### 4.3 Evaluation des Fixateur externe im Frakturmodell

In analoger Weise wurde die Arbeit zur Bewegung des Handgelenks nach Osteotomie des distalen Radius bei korrekt und fehlerhaft positioniertem Fixateur externe ermittelt (Abb. 22). Bei einer palmaren Fehlstellung von 20° sowie bei dorsaler Fehlstellung ist unabhängig von der zusätzlichen Verwendung eines Kirschner-Drahtes signifikant mehr Arbeit zur Bewegung des Handgelenks erforderlich als bei korrekter Positionierung des Fixateur externe.

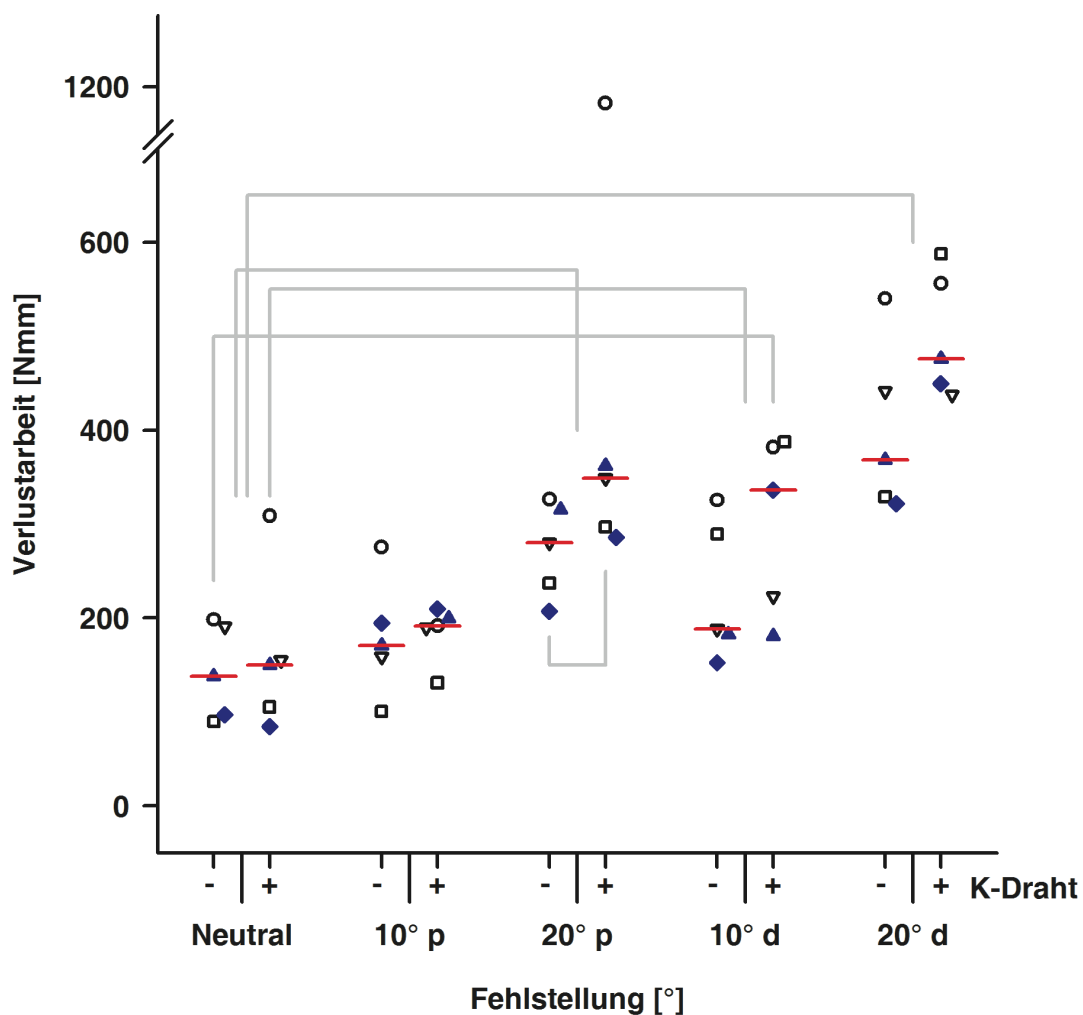


Abb. 22: Bestimmung der Verlustrarbeit im Frakturmodell

Nach Anlegen des Fixateur externe wurde die Arbeit zur Bewegung des Handgelenks ohne (-) und mit (+) zusätzlicher Arretierung der Osteotomie durch Kirschner-Drähte bestimmt. Signifikante Unterschiede gegenüber der korrekten Positionierung sind durch graue Klammern dargestellt (jeweils  $p < 0,05$ ).

Parallel zur Ermittlung der Verlustrarbeit wurden Daten zur Frakturdynamik bei manipulierter Implantatachse erhoben. Leider sind die Daten der ersten Kunsthand aufgrund technischer Probleme bei der Datensicherung verloren gegangen, sodass in diese Auswertung lediglich Daten von vier Kunsthänden eingingen. Durch die zusätzliche Verwendung von Kirschner-Drähten nimmt die Breite des Frakturspaltes tendenziell ab ( $p < 0.07$ ). Außer bei 10° Dorsalextension zeigt

sich bei allen anderen Manipulationsrichtungen ohne zusätzlich eingebrachten K-Draht eine Tendenz zu Größenänderungen im Frakturspalt ( $p < 0,07$ ).

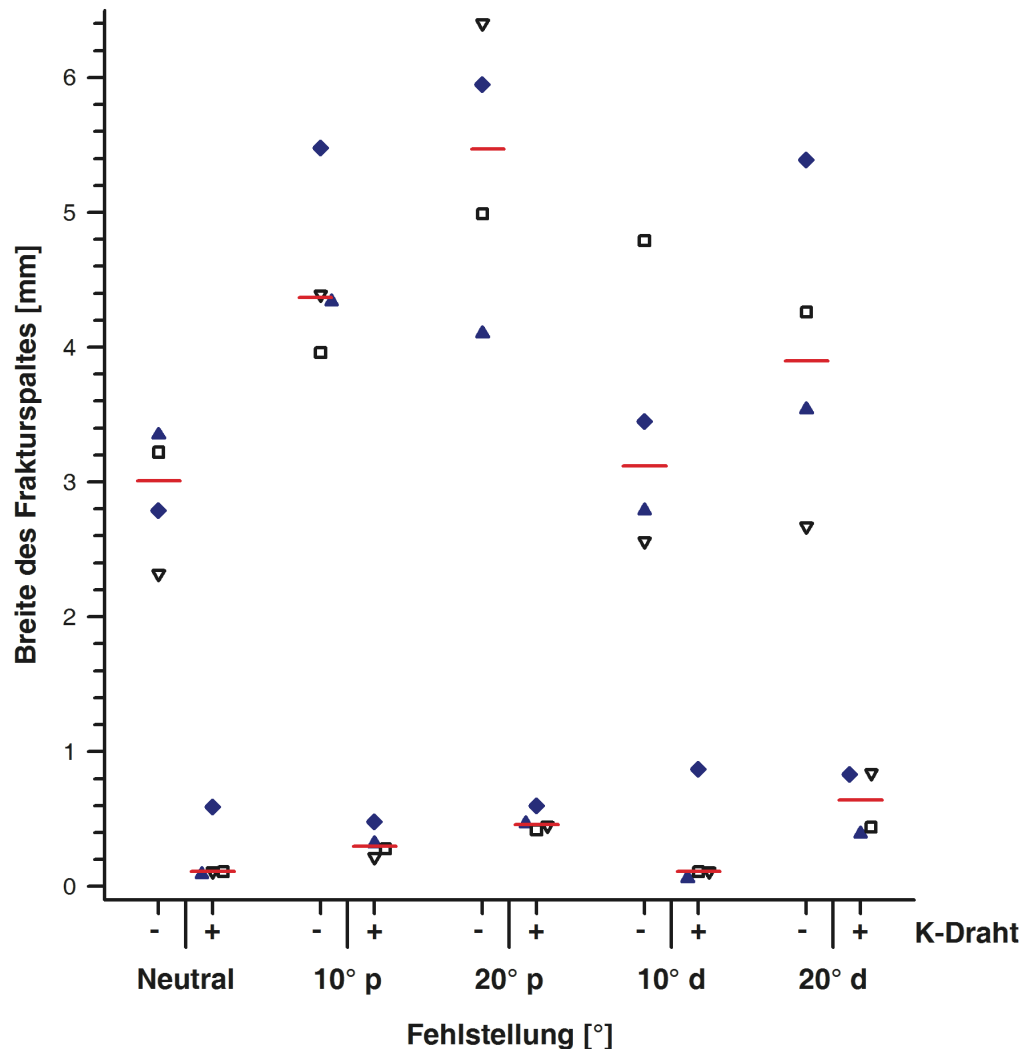


Abb. 23: Breite des Frakturspaltes relativ zur Positionierung der Implantatachse des Fixateur externe ohne (-) und mit (+) Verwendung von K-Drähten. Nach Auslenken der Implantatachse des Fixateur externe wurden die Größenänderungen im Frakturspalt aus den Koordinaten der optogeometrischen Messungen berechnet.

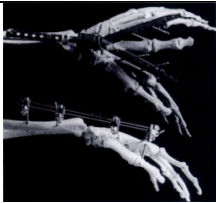
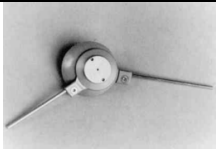

## 5 Diskussion

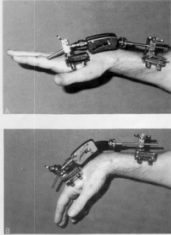
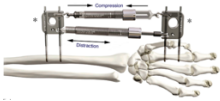
### 5.1 Einordnung der Studienergebnisse in den wissenschaftlichen Kontext

Die Ergebnisse der klinischen Studie blieben hinsichtlich der Kraftentwicklung hinter den Erwartungen zurück und entsprachen insofern Angaben aus der Literatur (McQueen et al., 1996); (Sommerkamp et al., 1994). Bei zwei Patientinnen kam es zu einem sekundären Repositionsverlust der Fraktur. In einem Fall (hier wurde initial auf die zusätzliche K-Draht Applikation verzichtet) wurde eine operative Revision notwendig. Insbesondere nach der Mobilisationsphase zeigte sich ein noch recht eingeschränktes maximales Bewegungsausmaß. Auch wenn laut Literatur für Alltagsbewegungen zwar 5° Flexion, 30° Dorsalextension, 10° Radialduktion sowie 15% Ulnarduktion ausreichend sind (Palmer et al., 1985); (Mann et al., 1989), so ist doch das Ergebnis der Therapie aus ärztlicher Sicht keinesfalls zufriedenstellend. In Tab. 9 sind relevante klinisch prospektive Studien zusammengestellt, die explizit die Anwendung dynamischer Handgelenksfixateure untersuchten.

In einer Cochrane-Metaanalyse verglichen Handoll et al. insgesamt 9 prospektiv randomisierte Studien mit insgesamt 510 Patienten, die mittels externer Fixation in unterschiedlichen Varianten versorgt wurden, ohne einen eindeutigen Hinweis für die Überlegenheit eines Verfahrens eruieren zu können. Auch Modi et al. betonen wie schwierig es aufgrund unterschiedlicher Einschlusskriterien, kleiner Patientenkollektive, uneinheitlicher Scores zum Outcome und teils schlechter Studienqualität ist, die veröffentlichten Untersuchungen zu vergleichen (Handoll et al., 2008), (Modi et al., 2010).

Tab. 9: Internationale klinische Studien zu dynamischen externen Handgelenksfixateuren

Studie	Abbildung	n	Frakturtyp (AO, F=Frykman)	Mobilisation p.o.	IE (Wo. p.o.)	K-Draht	funktionelles Ergebnis	radiologisches Ergebnis
(Clyburn, 1987)		29 (32 Frakturen)	31% FVII, 37% FVIII-Fx	16x ab 1. d, 16x nur Extension ab 4. Wo.	9-10	3x	nach 2 Jahren 91% "good-excellent" n. Marsh + Teal	9x Radiusverkürzung $\geq 5$ mm
(Merchan et al., 1992)	Clyburn-Fixateur	35 dyn. vs 35 kons. (Alter: 25-40 Jahre)	FIII-FVIII	k.A.	6-8	k.A.	80% vs. 57% Samiento-Score	k.A.
(Sommerkamp et al., 1994)	Clyburn-Fixateur	24 dyn. vs 24 stat.	27% FVIII, 10% FVII, 6% FVI, 2% FIII, 4% FIII, gleich verteilt in Gruppen	2. - 4. Wo. 30° Flex. dann 30° Extension	6-11	3 vs. 2	76% exzellent bis gut dyn. vs. 92% stat. n. Gartland + Werley (s.Anhang)	signifikant schlechter für dyn. (7x Lidström Gr. IV), 2 von 25 Geräten gebrochen, Follow-up <70%
(Goslings et al., 1994)	 Flexafix-Fixateur	44 dyn.	7% A1-2, 93% C1-3-Fx	2. Wo.	6	23	92% exzellent oder gut (Samiento)	82% exzellent oder gut (Lidström)
(M. L. Rawes, 1995)	 Pennig-Fixateur	16 dyn vs. 16 stat.	50% extraartikulär, 50% intraartikulär pro Gruppe	k.A.	6	k.A.	ROM der Gegenseite: 85% dyn. vs. 70% stat.	keine Unterschiede, kein sek. Repositionsverlust

Studie	Abbildung	n	Frakturtyp (AO, F=Frykman)	Mobilisation p.o.	IE (Wo. p.o.)	K-Draht	funktionelles Ergebnis	radiologisches Ergebnis
(Asche, 1995)	 HoffmannII-Fixateur	104 dyn.	38% A1-3, 2% B1-3, 60% C1-3	ab 1. Tag p.o. vs. 2. Wo. p.o.	6	k.A.	91% sehr gut und gut, 2% moderat	98% exzellent bis gut (nach Lidström)
(van Dijk et al., 1996)	Pennig-Fixateur	29 dyn. vs. 26 kons.	14 FVII, 41 FIII	ab 2. Wo. p.o.	6	0	93% Exzellent bis gut vs. 54% (Lidström)	93% vs. 65% exzellent bis gut (Lidström)
(McQueen et al., 1996)	Pennig-Fixateur	30 dyn. vs. 30 stat.	43% A vs. 47% A, 57% C vs. 53% C	ab 3. Wo. p.o.	6	k.A.	ROM der Gegenseite nach 1 Jahr: bd. 89%, Kraft: 54% dyn. vs. 64% stat.	keine signifikanten Unterschiede
(Hove et al., 2010)	 Dynawrist-Fixateur keine "feste" Drehachse, mehrachsig	35 dyn. vs. 35 stat.	57% A3, 43% C1-3 dyn. vs. 54% A3, 46% C1-3 statisch	ab 1. Tag p.o.	6	0	signifikant bessere Dorsalextension der dyn. Fix.	signifikant weniger Repositionsverlust bei dyn. Fix.
(Kulshrestha et al., 2011)	Pennig-Fixateur Militärkrankenhaus	30 dyn. vs. 30 stat.	57% A, 20% B, 23% C, vs. 47% A, 13% B, 40% C	ab 3. Wo. p.o. 20° Flex. 10° Ext.	6-8	ja	signifikant besser n. 3 Monaten f. dyn. Fix. DASH nach 2 Jahren gleich	bessere radiolog. Ergebnisse für dyn. Fix. nach Lidström-Score (70% männlich, jung, 100% FU)

Die eigenen Untersuchungen zeigten vergleichbare Ergebnisse. Aufgrund der relativ hohen Komplikationsrate (33%) wurde mit der Entwicklung eines Prüfstandes begonnen und dynamische Untersuchungen an der intakten Kunsthand sowie im Frakturmodell durchgeführt. Hier zeigte sich, dass die exakte Positionierung und Ausrichtung der Implantatachse für das funktionelle Ergebnis entscheidend ist. Dabei wird angenommen, dass die im Prüfstand erzeugte Mehrarbeit bei Bewegung des Handgelenkes im Alltag zu einer eingeschränkten Nutzung führen wird.

## 5.2 Positionierung des Implantatdrehzentrums

Die intraoperative Applikation des Galaxy-Fixateurs gestaltete sich mitunter schwierig. Bei einer Patientin kam es bei Anlage gar zu einem Implantatbruch im Achsbereich. Insbesondere die exakte Ausrichtung der Implantat- auf die Handgelenksachse war selbst für erfahrene Handchirurgen keine Leichtigkeit, obwohl insbesondere die Untersuchungen an der Kunsthand im Nachhinein gezeigt haben, welch hoher Stellenwert die präzise Ausrichtung des Fixateur externe hat. Damit unterstreichen diese „nachgelagerten“ Untersuchungen zur Biomechanik die Bedeutung detaillierter Anwendungsbeschreibungen und die Notwendigkeit zum präzisen intraoperativen Vorgehen. So wird in den Anwendungshinweisen des Herstellers (Abb. 24 (A)) die korrekte Position des physiologischen Drehzentrums auf Höhe des Kopfes des Os capitatum dargestellt. Allerdings weicht dieses in der als "Correct Alignement" bezeichneten Abbildung (Abb. 24 (C)) deutlich davon ab. Hier liegt das Drehzentrum („K-Wire should appear as a dot“) weiter distal im Bereich des Karpometakarpalgelenkes. Immerhin wird darauf hingewiesen, dass zur Ausrichtung der Implantatachse ein Zieldraht verwendet werden sollte, der sich bei korrekter Positionierung in seitlicher Projektion als Punkt darstellt (Abb. 24 (C) und (D)). An dieser Stelle wäre es wünschenswert, wenn auch auf die streng seitliche Ausrichtung des Bildwandlers hingewiesen würde, da andernfalls selbst bei Darstellung des Zieldrahtes als Punkt eine Verkipfung der Implantatachse im Raum nicht ausgeschlossen werden kann. Hier existiert Optimierungsbedarf in der Ausge-

staltung der Anwendungsbeschreibung. Zusätzliche Hinweise auf mögliche Konsequenzen einer ungenauen Ausrichtung würden sicher dazu beitragen, den Operateur für diese Besonderheiten des Fixateur externe zu sensibilisieren.

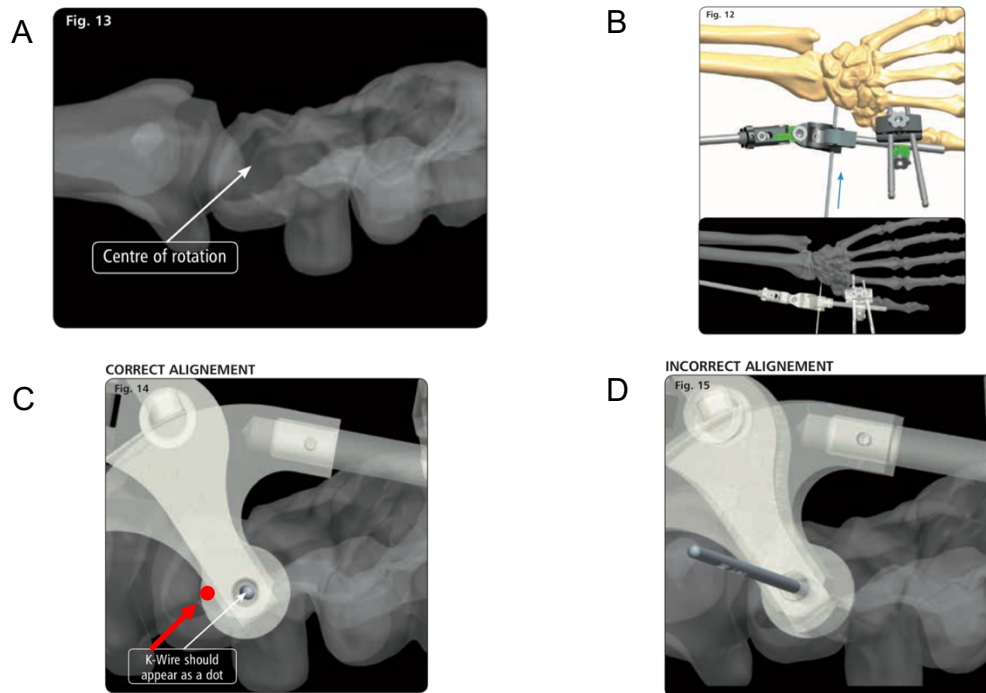


Abb. 24: Herstellerhinweise zur Positionierung der Implantatachse des Fixateur externe

A) seitliche Röntgenaufnahme mit Markierung des physiologischen Drehzentrums auf Höhe der Basis des Os capitatum B) a.p. Projektion bei korrekter Achseinstellung laut Hersteller, C) optimale Ausrichtung der Implantatachse auf Handgelenksachse. Roter Pfeil=ursprünglich beschriebene Position "Centre of rotation", D) Herstellerhinweis zur inkorrekten Ausrichtung des Implantatdrehzentrums (Verkipfung) aus (M.A. Aita et al., 2013)



### 5.3 Gibt es den optimalen Mobilisationszeitpunkt nach externer dynamischer Fixation?

Bereits 1876 erhob Championnière das Prinzip "le mouvement c'est la vie" zur Maxime, um die Konsequenzen von allzu rigider Fixation zu vermeiden (Lucas-Championnière, 1895). Trotzdem sah man schon seinerzeit von einer aktiven Mobilisation aus Angst vor einem sekundärem Repositionsverlust ab. Clyburn gab in seiner Untersuchung den ersten Patienten unmittelbar postoperativ die Möglichkeit der Dorsalextension und Flexion. Da es hierbei zum Repositionsverlust kam, wurde den folgenden 16 Patienten unmittelbar postoperativ lediglich eine Palmarflexion ermöglicht, die Extension folgte vier Wochen später. Unter diesen Bedingungen trat kein Repositionsverlust auf (Clyburn, 1987). Sommerkamp et al. konnten eine frühe Mobilisation, d.h. die Freigabe von Flexion und Extension nach zwei und vier Wochen postoperativ aufgrund des signifikanten Längenverlustes des Radius und schlechterem funktionellem Outcome nicht empfehlen (Sommerkamp et al., 1994). Im Laufe der Zeit gab es Bestrebungen, eine frühzeitige Mobilisation mit mehr Bewegungsspiel zu ermöglichen. Dienst et al. untersuchten 30 Patienten nach externer dynamischer Fixation. Nach Mobilisation 2 Wochen postop. erreichten 87% ein gutes bis exzellentes funktionelles Outcome. Radiologisch ließen sich gar in 97% der Fälle ein gutes bis exzellentes Ergebnis nachweisen (Dienst et al., 1997). In einer weiteren Veröffentlichung empfahl Goslings die frühzeitige Mobilisation nach zwei Wochen. Nach Mobilisation blieb die Reduktion erhalten. Radiologische und funktionelle Resultate wurden in 92% der Fälle als exzellent oder gut beschrieben (Goslings, Broekhuizen, et al., 1999). Rawes et al. zeigten in ihrer prospektiv-randomisierten Studie, dass eine frühzeitige Mobilisation zu keinem Repositionsverlust führte. Frühzeitig mobilisierte Patienten erreichten sogar 85% des Bewegungsausmaßes der gesunden Gegenseite, wohingegen die Gruppe mit statischem Fixateur externe nur 70% des Bewegungsumfanges der gesunden Extremität erreichte (M. L. Rawes, 1995). Weitere Untersuchungen betonen den Stellenwert der frühzeitigen aktiven und passiven Mobilisation, um posttraumatische Arthrofibrosen zu vermeiden (Asche, 1990); (Gausepohl et al., 2000); (Hove et al., 2010); (Kulshrestha et al., 2011); (Cui et al., 2012). Unseren Stu-

dienteilnehmern wurde nach zwei Wochen jeweils 20° Flexion und Extension ermöglicht. Es kam zu einem radiologisch nachweisbarem sekundären Repositionsverlust von durchschnittlich 6° nach Mobilisation bis zur Entfernung des Fixateur externe. Bei einer Patientin kam es postoperativ zu einem revisionspflichtigem Repositionsverlust, bei einer weiteren Patientin kam es nach 6 Monaten zu einem Repositionsverlust, womit wir einer frühzeitigen Mobilisation eher kritisch gegenüberstehen.

#### 5.4 Überlegungen zum Implantatdesign

Es ist in der aktuellen wissenschaftlichen Literatur umstritten, ob die bereits 1978 von Youm et al. beschriebene Drehachse des Handgelenkes tatsächlich in seitlicher Projektion als fixer Punkt im Kopf des Os capitatum liegt (Youm et al., 1978). Tatsächlich zeigen biomechanische Untersuchungen am Kadavermodell, dass die Drehachse eine kontinuierliche, bewegungsabhängige Translation im Bereich der Handwurzel durchläuft, die durch keine der durch die Autoren getesteten externen, dynamischen Fixateure adäquat adressiert werden konnte (Patterson et al., 1997). Aktuelle in vivo Studien zur Handgelenksbewegung beschreiben komplexe Rotations- und Translationsbewegungen der einzelnen Handwurzelknochen bei Flexion und Extension, die durch die Mobilisationsmöglichkeit des Galaxy Wrist Fixateurs nicht adressiert werden können (Neu et al., 2001); (Stoesser et al., 2017). Oestern wies in seinem Übersichtsartikel auf die ellipsoide Bewegungsbahn des Handgelenkes hin, die in Form eines Bewegungsschlittens im von Asche weiterentwickelten Hoffmann-Fixateur Berücksichtigung fand (Oestern, 2003). Es ist fraglich, ob das Design des von uns untersuchten Fixateurs, der lediglich ein Scharniergelenk mit nur einer ortsständigen Bewegungsachse enthält, auf diesen Erkenntnissen zur Kinematik des Handgelenkes adäquat aufbaut. Vorangegangene Implantatgenerationen (Clyburn, Pennig, FlexaFlix oder Dynawrist) (Tab. 9) ermöglichten bereits mehrdimensionale Bewegungen des Handgelenkes. Durch die Limitierung auf nur einen Freiheitsgrad ist es notwendig, die Implantatachse exakt auszurichten und sicherzustellen, dass es im Verlauf zu keiner Lockerung der Backen des Fixateurs kommt. Diese Kunststoffbacken dienen der Fixation des Bewe-

gungsmoduls des Fixateur externe an den Metallpins. Da beide Seiten des Interface, die Innenseite der Kunststoffbacken und die Oberfläche der Metallpins, sehr glatt sind (Abb. 12) könnte schon das nächtliche Wenden des Patienten auf den betroffenen Arm zu einer Neigungsänderung der Implantatachse führen.

#### 5.5 Eine fehlerhaft ausgerichtete Implantatachse erschwert die Mobilisation des Handgelenkes

Die Bewegungskinetik des Handgelenks ist lastabhängig und erhöhte Lasten gehen mit deutlichen Störungen des normalen Bewegungsablaufs einher (Valero-Cuevas et al., 1997). Dies ließ sich durch unsere Kraftmessungen während Flexion und Extension bei manipulierter Implantatachse an der Kunsthand als anatomischem Modell bestätigen. Schon die geringgradige Verkipfung der Implantatachse von  $10^\circ$  führt zu signifikant höherem Kraftaufwand - die angestrebte Mobilisierung wird also gar nicht oder nicht im freigegebenen Umfang ( $\pm 20^\circ$  bzw.  $40^\circ$ ) stattfinden, da sie als zu anstrengend empfunden wird und vermutlich auch schmerzhaft ist. Ein zusätzliches Problem ist, dass es zur Krafteinleitung in den Frakturspalt kommen kann, was u.a. eine verzögerte Knochenheilung nach sich ziehen würde. Auch nach Applikation des Kirschner-Drahtes trat im Frakturmodell bei fehlerhaft positionierter Implantatachse eine signifikant größere Verlustarbeit auf, sodass die negativen Auswirkungen auf die Handgelenksbeweglichkeit und Funktion nicht zu vermeiden sind. Weitere Untersuchungen am Kadavermodell müssen zeigen, ob sich der vermutete Zusammenhang zwischen inkorrekt positionierter Implantatachse und größerer Verlustarbeit sowie gesteigerter Frakturdynamik bestätigt.

#### 5.6 Zusätzliche Osteosyntheseverfahren erlauben eine suffiziente Stabilisierung im einfachen Frakturmodell

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die zusätzliche Stabilisation mittels Kirschner-Draht im einfachen Frakturmodell die mutmaßlich durch Auslenkung

der Implantatachse hervorgerufene Dynamik im Frakturspalt aufhob. Dunning und Kollegen konnten experimentell nachweisen, dass unabhängig von Art und Weise der Frakturretention immer eine Bewegung der Frakturfragmente möglich war. Wurden zusätzlich zur Anlage eines Fixateur externe Kirschner-Drähte eingebracht, entsprach die Stabilität weitgehend der Versorgung mit einer dorsalen Plattenosteosynthese (Dunning et al., 1999). Die Kirschner-Draht-Fixierung führte zu einer deutlichen Verminderung der Bewegung des distalen Frakturfragmentes bei Beugung/Streckung, Radial- und Ulnarduktion und Rotation unabhängig vom benutzten Fixateur externe (Wolfe et al., 1999). Diese Beobachtungen wurden durch Berechnungen (Finite-Elemente-Methode) bestätigt (Rogge et al., 2002).

#### 5.7 Grenzen des entwickelten Prüfstandes

In unserem Versuchsmodell wird die gemessene Kraft bei extremer Handgelenksbewegung ( $>20^\circ$ ) systematisch unterschätzt, da der Abstand zwischen Linearlager und Mittelhandköpfchen sich im Laufe der Bewegung geringfügig ändert, dieses aber bei den Berechnungen nicht berücksichtigt wurde. Dieser Effekt ist umso stärker, je größer das Bewegungsausmaß ist (Tab. 10). Eine andere Versuchsvorrichtung (z.B. mit Zahnstange als Getriebeelement) würde diesen Nachteil vermeiden, war aber mit den verfügbaren Mitteln nicht zu realisieren.

Die dreidimensional erfassten laseroptischen Landmarken erlaubten lediglich die Abstandsermittlung einzelner Punkte zueinander. Die mathematische Winkelbestimmung, im Sinne der Lagebeziehung von Achsen zueinander im dreidimensionalen Raum erbrachte keine sinnvollen Ergebnisse und entsprach nicht der makroskopischen Einstellung, die mittels des Bogenmaßstabes vorgenommen wurde. Hier sind weitere Arbeiten wünschenswert, da die laseroptische Evaluation der manipulierten Implantatachse sinnvoll erscheint.

Tab. 10: Abweichung der Arbeit in Abhängigkeit der Handgelenksposition

Handgelenksbewegung in Grad	Abweichung (unterschätzte Arbeit in Prozent)
0	0
5	0%
10	1%
15	2%
20	4%
25	6%
30	8%
35	10%
40	13%

Der entwickelte Versuchsaufbau weist eine weitere konstruktive Schwäche auf. Entgegen der natürlichen Handgelenksbewegung, die im Sinne einer eng aufeinander abgestimmten Zugbewegung der Unterarmbeuge- bzw. streckmuskulatur funktioniert, kann im Versuchsaufbau lediglich eine passiv geführte Bewegung untersucht werden. Hierzu gaben Palmer et al. viele hilfreiche Anregungen in Ihrer Untersuchung der Biomechanik des Handgelenkes von 1984. Im Kadavermodell testeten sie die axiale Lastverteilung im distalen Radiokarpalgelenk mittels eines Motors, der an Flexoren und Extensoren befestigt war (Abb. 25: A). Zusätzlich brachten sie einen drucksensitiven Film (Abb. 25: B) in das Gelenk ein und maßen die intraartikulär auftretenden Kräfte während der durch die Motoren gesteuerten Bewegung. Material und Methoden werden für die weitere Untersuchung im Kadavermodell von Nutzen sein (Palmer, 1984). Werner und Agee et al. beschrieben ebenfalls einen servohydraulisch gesteuerten Versuchsaufbau, der mittels Force Feedback gesteuerte Handgelenksbewegung ex vivo am Modell erzeugte (Werner et al., 1996). Der Gedanke wurde weiterentwickelt, der Versuchsaufbau um intraartikuläre Drucksensoren ergänzt und eine Tabelle erarbeitet, aus der die für eine bestimmte Handgelenksbewegung notwendige Sehnenkraft zu entnehmen ist (Dunning et al., 1999); (Erhart et al., 2012); (Shah et al., 2017).

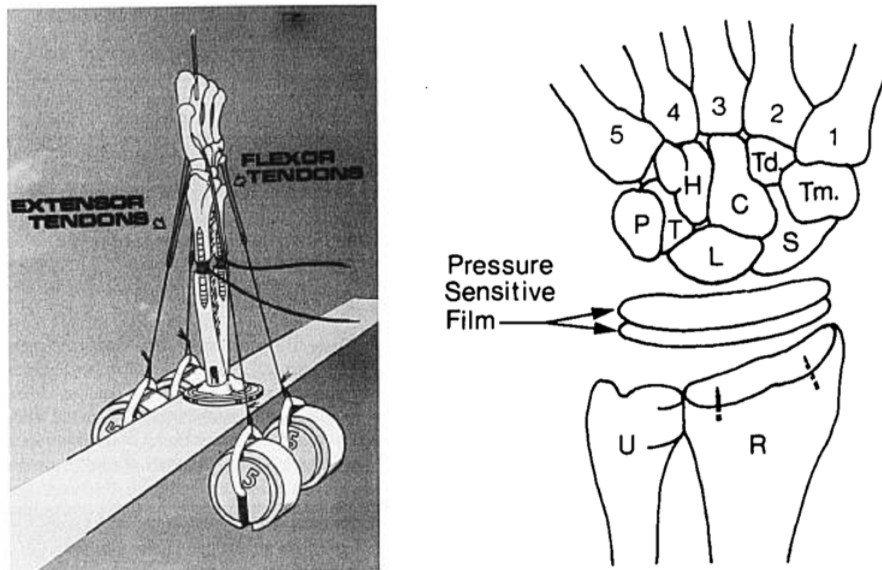


Abb. 25: Alternative Versuchsvorrichtung nach Palmer

A) aktive, motorgesteuerte Bewegung im Kadavermodell  
(Palmer et al.)

B) drucksensitiver Film zur intraartikulären Druckmessung im  
Kadavermodell R=Radius U=Ulna

Foumani et al. entwickelten einen alternativen Versuchsaufbau, in denen die Handgelenksbewegungen zwar passiv, aber unter konstanter Spannung der Beuge- bzw. Strecksehne stand. Die Handgelenksbewegung wurde durch einen "Hand-Shaker" ermöglicht. Während rein passive Bewegungen realitätsfern erscheinen, waren aktive Bewegungen in der Konsequenz schlecht zu steuern (Foumani et al., 2009). Diese Erkenntnisse werden in zukünftige Überlegungen bei der Entwicklung eines ex-vivo Versuchsaufbaus am Kadavermodell einbezogen werden müssen.

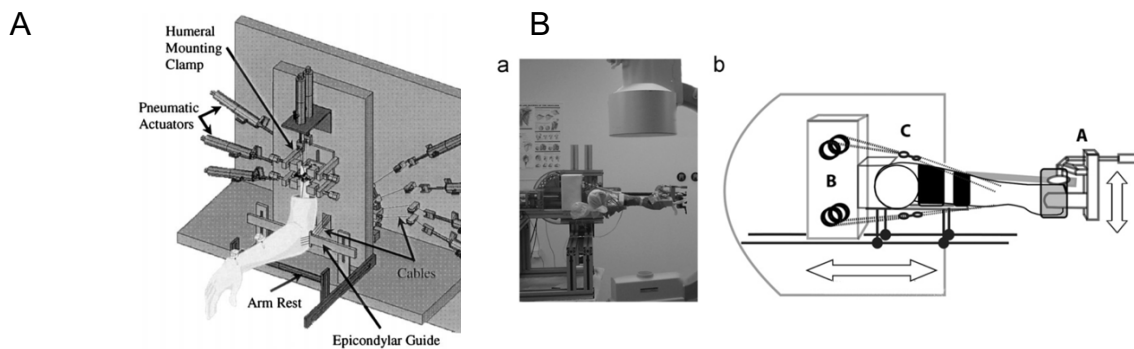


Abb. 26: Alternative Versuchsstände nach Dunning (links) und Foumani (rechts)

A) Versuchsaufbau aktive Bewegung nach (Dunning et al., 1999)

B) Kombiniert passiv / aktive Versuchsanordnung nach (Foumani et al., 2009)

Aufgrund der gummiartigen Verbindungen zwischen den Einzelknochen war es an der Kunsthand nicht möglich, intraartikuläre Druckmessungen durchzuführen. Vorangegangene Studien belegen, dass die intraartikulären Druckverhältnisse während der Handgelenksbewegung keinesfalls konstant sind. So zeigten Schuind et al. in einer in vivo Studie, dass während der Reduktion der Radiusfraktur und bei Anlage eines externen Fixateurs am Handgelenk der intraartikuläre Druck unter Traktion bis auf -158,1 mmHg abfällt. Dieser Unterdruck sei verantwortlich für die Reposition der intraartikulären Knochenfragmente. Die Kollegen zeigten weiter, dass bei Palmarflexion der intraartikuläre Druck auf 91,8 mmHg steigt (Schuind et al., 1997).

In unserem Prüfstand ließ die Elastizität der Silikonverbindungen der Einzelknochen bei repetitiven Messzyklen im Verlauf nach. Es kam bei allen Kunsthänden zu partiellen Ablösungen und Rissen im Silikon, die jedoch nicht zu auffälligen Messwerten (sprunghafte Änderungen) führten. Zudem ist dieser Fehler für alle Messungen gleich.

Zur besseren Evaluation der gemessenen Verlustarbeit und deren direkte Auswirkung auf den Frakturspalt ist es sinnvoll, Dehnungsfolien intraartikulär im Kadavermodell zu platzieren. Experimentell bestimmten Viegas et al. so axiale Lastverteilungen auf die radiocarpale Gelenkfläche (Viegas et al., 1989). Hara

et al. verwandten einen neuartigen 0,9mm breiten Folienstreifen und konnten damit den intraartikulären Druck in unterschiedlichen Handgelenkspositionen erfassen (Neutralposition, 20° Flexion, etc.) (Hara et al., 1992). Auch der von Rikli et al. entwickelte Drucksensor, der in vivo vielversprechende Ergebnisse bei der Untersuchung der intraartikulären Kraftverteilung von Handgelenken zeigte, könnte sich als nützlich erweisen (Rikli et al., 2007).



**6      Fazit und Ausblick**

Bis heute existiert kein einheitliches Konzept zur Behandlung distaler, mehrfragmentärer, intraartikulärer Radiusfrakturen. Diese Arbeit hat gezeigt, wie eng der Sicherheitsbereich eines für die Versorgung dieser Komplexverletzungen zugelassenen Implantates ist. Die experimentell getesteten geringfügigen Überschreitungen dieses Sicherheitsbereiches hätten im klinischen Setting massive Einschränkungen für den Patienten zur Folge. Der entwickelte Prüfstand mit einer Kombination aus laseroptischen und biomechanischen Untersuchungsverfahren erlaubte reproduzierbare Messungen. Im einfachen Frakturmodell konnte gezeigt werden, dass durch additive Osteosynthese mittels eines Kirschner-Drahtes die mit Manipulationen an der Implantatachse einhergehenden Größenänderungen im Frakturspalt reduzieren ließen. Weitere Untersuchungen am Kadavermodell sollten folgen, um die Auswirkungen einer ausgelenkten Implantatachse im Rahmen eines weiterentwickelten, durch pneumatische Aktuatoren gesteuerten und mittels intraartikulären Drucksensoren ausgestatteten Prüfstandes zu erfassen. Es ist denkbar, dass diese Untersuchungen mittelfristig zur Entwicklung eines weiteren Fixateur externe führen, der dann in klinischen Studien evaluiert werden sollte.

## 7 Zusammenfassung

Die Behandlung von distalen, mehrfragmentären, intraartikulären Radiusfrakturen stellt höchste Anforderungen an Mensch und Maschine. Es existieren vielfältige operative Therapieoptionen. Die operative Versorgung mittels geschlossener Reposition und externer, dynamischer Fixation mit additiver K-Draht Osteosynthese hat das Ziel, eine frühe Beweglichkeit bei stabiler Frakturretention zu ermöglichen.

Primäres Ziel dieser Arbeit war es, im Rahmen einer prospektiven klinischen Beobachtungsstudie das funktionelle und radiologische Outcome von Patienten, die mit dem Orthofix® Galaxy Wrist als Teil des Orthofix® Fixation System (Firma Orthofix® Srl. mit Sitz in Bussolengo, Verona, Italien) versorgt wurden, zu erfassen. Im Ergebnis der klinischen Beobachtungsstudie des dynamischen Handgelenksfixateurs Galaxy Wrist der Fa. Orthofix zeigten sich mit der Literatur vergleichbare funktionelle und radiologische Resultate bei unterdurchschnittlicher Entwicklung von Hand- und Fingerkraft.

Aufgrund der hohen Komplikationsrate erfolgte die biomechanisch-laseroptische Untersuchung des Fixateur externe an der Kunsthand sowie im Frakturmodell. Dazu entwickelten wir einen Prüfstand, der bei lotrechter Positionierung des Unterarms und geeigneter Mechanik die vertikale Bewegung der Prüfmaschine in eine Nickbewegung des Handgelenkes übersetzte. Aus der laseroptischen Erfassung der Position definierter Landmarken im Raum wurde der Hebelarm bestimmt und die Frakturdynamik analysiert. Mit Kenntnis des Hebelarmes konnte über das Integral der Kraft-Weg-Diagramme die Verlustarbeit bestimmt werden.

In diesen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass schon geringgradige Abweichungen der Implantatachse von der physiologischen Drehachse des Handgelenkes unabhängig von einer zusätzlichen Neigung der Implantatachse zu signifikant mehr Verlustarbeit bei Bewegung des Handgelenkes führten. Im klinischen Setting hätten die beobachteten Phänomene vermutlich starke

Schmerzen, ein eingeschränktes Bewegungsausmaß, eine verzögerte Frakturheilung und langfristig funktionelle Defizite für die Patienten zur Folge.

Wir konnten in dieser Arbeit außerdem zeigen, dass bereits geringe Fehlstellungen der Implantatachse im Frakturmodell zu größeren Änderungen der Frakturspaltbreite führten. Im klinischen Rahmen bestünde damit ein hohes Risiko für einen sekundären Repositionsverlust. Nur die für den Operateur anspruchsvolle, exakte Ausrichtung des Implantatdrehzentrums auf die physiologische Drehachse des Handgelenkes, die stabile Frakturretention sowie gute Patientencompliance kann Grundlage für die komplikationsarme Ausheilung der Verletzung sein. Unter diesem Aspekt sind die vom Hersteller zur Verfügung gestellten Anwendungshinweise und fehlerhaften Abbildungen deutlich zu kritisieren.

**8 Thesen**

1. Für die operative Versorgung distaler, intraartikulärer, mehrfragmentärer Radiusfrakturen stehen diverse Optionen zur Verfügung, wobei in Metaanalysen kein Verfahren eindeutig überlegen ist.
2. Die durchgeführte klinische Beobachtungsstudie zeigte eine hohe Komplikationsrate bei einem mit Literaturdaten vergleichbarem radiologisch-funktionellem Outcome.
3. Biomechanische und laseroptische Untersuchungen an der intakten Kunsthand sowie im Frakturmodell zeigten reproduzierbare Ergebnisse.
4. Bereits geringe Abweichungen der Implantatdrehachse von der physiologischen Handgelenksachse führten zu einer signifikant erhöhten Verlustarbeit. Dieser Effekt trat auch nach additiver Applikation eines Kirschner-Drahtes auf.
5. Die manipulierte Implantatachse korrelierte tendenziell mit mehr Frakturdynamik.
6. Zusätzliche Osteosyntheseverfahren konnten die Dynamik im Frakturmodell statistisch tendenziell reduzieren.
7. Die Anwendungsbeschreibung des Herstellers beinhaltet ungenaue Abbildungen und weist unzureichend auf mögliche Komplikationen einer Fehlausrichtung der Implantatachse hin.
8. Der neu entwickelte Prüfstand kann in Zukunft zur dynamischen Prüfung jedweder Osteosynthese im Bereich des distalen Radius genutzt werden.
9. Der Chirurg trägt als Anwender die Verantwortung und muss im Rahmen der gebotenen ärztlichen Sorgfalt gemeinsam mit dem Patienten individuell die optimale Therapieentscheidung treffen.

**9 Literaturverzeichnis**

Agee, J. M. Distal radius fractures. Multiplanar ligamentotaxis. *Hand Clin.* 1993; 9(4): 577-585.

Anderson, J. T., Lucas, G. L., & Buhr, B. R. Complications of treating distal radius fractures with external fixation: a community experience. *Iowa Orthop J.* 2004; 24: 53-59.

Arora, R., Lutz, M., Deml, C., Krappinger, D., Haug, L., & Gabl, M. A prospective randomized trial comparing nonoperative treatment with volar locking plate fixation for displaced and unstable distal radial fractures in patients sixty-five years of age and older. *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93(23): 2146-2153.

Arora, R., Lutz, M., Zimmermann, R., Krappinger, D., Gabl, M., & Pechlaner, S. [Limits of palmar locking-plate osteosynthesis of unstable distal radius fractures]. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 2007; 39(1): 34-41.

Asche, G. [Dynamic treatment of para-articular wrist and articular radius fractures with a new kind of dynamic fixation]. *Aktuelle Traumatol.* 1990; 20(1): 6-10.

Asche, G. [Treatment of radius fractures with a newly developed dynamic external fixator]. *Zentralbl Chir.* 1995; 120(12): 952-958.

Baumbach, S. F., Schmidt, R., Varga, P., Heinz, T., Vécsei, V., & Zysset, P. K. Where is the distal fracture line location of dorsally displaced distal radius fractures? *J Orthop Res.* 2011; 29(4): 489-494.

Bentohami, A., Bijlsma, T. S., Goslings, J. C., de Reuver, P., Kaufmann, L., & Schep, N. W. Radiological criteria for acceptable reduction of extra-articular distal radial fractures are not predictive for patient-reported functional outcome. *J Hand Surg Eur Vol.* 2013; 38(5): 524-529.

Beumer, A., & McQueen, M. M. Fractures of the distal radius in low-demand elderly patients: closed reduction of no value in 53 of 60 wrists. *Acta Orthop Scand.* 2003; 74(1): 98-100.

Clyburn, T. A. Dynamic external fixation for comminuted intra-articular fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69(2): 248-254.

Costa, M. L., Achten, J., Plant, C., Parsons, N. R., Rangan, A., Tubeuf, S., Yu, G., & Lamb, S. E. UK DRAFFT: a randomised controlled trial of percutaneous fixation with Kirschner wires versus volar locking-plate fixation in the treatment

of adult patients with a dorsally displaced fracture of the distal radius. *Health Technol Assess.* 2015; 19(17): 1-124, v-vi.

Cui, Z., Yu, B., Hu, Y., Lin, Q., & Wang, B. Dynamic versus static external fixation for unstable distal radius fractures: an up-to-date meta-analysis. *Injury.* 2012; 43(7): 1006-1013.

Dienst, M., Wozasek, G. E., & Seligson, D. Dynamic External Fixation for Distal Radius Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* 1997; 338(338): 160-171.

Dunning, C. E., Lindsay, C. S., Bicknell, R. T., Patterson, S. D., Johnson, J. A., & King, G. J. Supplemental pinning improves the stability of external fixation in distal radius fractures during simulated finger and forearm motion. *J Hand Surg Am.* 1999; 24(5): 992-1000.

Ekenstam, F., & Hagert, C. G. The distal radio ulnar joint. The influence of geometry and ligament on simulated Colles' fracture. An experimental study. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1985; 19(1): 27-31.

Erhart, S., Lutz, M., Arora, R., & Schmoelz, W. Measurement of intraarticular wrist joint biomechanics with a force controlled system. *Medical Engineering & Physics.* 2012; 34(7): 900-905.

Falk, S. S. I., Mittlmeier, T., & Gradl, G. Results of geriatric distal radius fractures treated by intramedullary fixation. *Injury.* 2016; 47: S31-S35.

Fernandez, D. L., & Flury, M. C. History, evolution and biomechanics of external fixation of the wrist joint. *Injury.* 1994; 25: SD2-SD13.

Foumani, M., Strackee, S. D., Jonges, R., Blankevoort, L., Zwinderman, A. H., Carelsen, B., & Streekstra, G. J. In-vivo three-dimensional carpal bone kinematics during flexion–extension and radio–ulnar deviation of the wrist: Dynamic motion versus step-wise static wrist positions. *Journal of Biomechanics.* 2009; 42(16): 2664-2671.

Gainor, B. J., & Groh, G. I. Early clinical experience with Orthofix external fixation of complex distal radius fractures. *Orthopedics.* 1990; 13(3): 329-333.

Gausepohl, T., Pennig, D., & Mader, K. Principles of external fixation and supplementary techniques in distal radius fractures. *Injury.* 2000; 31 Suppl 1: 56-70.

Gehrmann, S., Barakat, M., Hakimi, M., Grassmann, J., Schädle, A., & Windolf, J. Mehrdimensionale Bewegungsanalyse des Handgelenks nach distaler Radiusfraktur. *Obere Extremität*. 2012; 7(4): 189-193.

Gondusky, J. S., Carney, J., Erpenbach, J., Robertson, C., Mahar, A., Oka, R., Thompson, M., & Mazurek, M. Biomechanical comparison of locking versus nonlocking volar and dorsal T-plates for fixation of dorsally comminuted distal radius fractures. *J Orthop Trauma*. 2011; 25(1): 44-50.

Goslings, J. C., Broekhuizen, A. H., Boxma, H., Hauet, E. J., van Riet, Y. E. A., & Keeman, J. N. Three-dimensional dynamic external fixation of distal radial fractures. A prospective study. *Injury*. 1999; 30(6): 421-430.

Goslings, J. C., Ferguson, S. J., Perren, R. A., & Tepic, S. Biomechanical analysis of dynamic external fixation devices for the treatment of distal radial fractures. *J Trauma*. 1999; 46(3): 407-412.

Goslings, J. C., Tepic, S., Broekhuizen, A. H., Jakob, R. P., & Perren, S. M. Three-dimensional dynamic AO external fixation of distal radial fractures — A preliminary report. *Injury*. 1994; 25: SD85-SD89.

Gradl, G., Gierer, P., Ewert, A., Beck, M., & Mittlmeier, T. [Radio-radial external fixation in the treatment of distal radius fractures allows for free wrist motion]. *Zentralbl Chir*. 2003; 128(12): 1014-1019.

Gradl, G., Gradl, G., Wendt, M., Mittlmeier, T., Kundt, G., & Jupiter, J. B. Non-bridging external fixation employing multiplanar K-wires versus volar locked plating for dorsally displaced fractures of the distal radius. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2013; 133(5): 595-602.

Gradl, G., Mielsch, N., Wendt, M., Falk, S., Mittlmeier, T., Gierer, P., & Gradl, G. Intramedullary nail versus volar plate fixation of extra-articular distal radius fractures. Two year results of a prospective randomized trial. *Injury*. 2014; 45 Suppl 1: S3-8.

Grewal, R., Perey, B., Wilmink, M., & Stothers, K. A Randomized Prospective Study on the Treatment of Intra-Articular Distal Radius Fractures: Open Reduction and Internal Fixation With Dorsal Plating Versus Mini Open Reduction, Percutaneous Fixation, and External Fixation. *The Journal of Hand Surgery*. 2005; 30(4): 764-772.

Gurd, F. B. The colles-pouteau fracture of the lower end of the radius. *The American Journal of Surgery*. 1937; 38(3): 526-538.

Handoll, H. H., Huntley, J. S., & Madhok, R. Different methods of external fixation for treating distal radial fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008; (1): CD006522.

Hara, T., Horii, E., An, K. N., Cooney, W. P., Linscheid, R. L., & Chao, E. Y. Force distribution across wrist joint: application of pressure-sensitive conductive rubber. *J Hand Surg Am*. 1992; 17(2): 339-347.

Hernigou, P. History of external fixation for treatment of fractures. *International Orthopaedics*. 2017; 41(4): 845-853.

Hillstrom, H., Lenhoff, M., Carter, T., Syrkin, G., Kraszewski, A., Maheedhara, S., Backus, S., Vanadurongwan, B., Wolff, A., & Wolfe, S. Sawbone and in Vitro Validation of a Novel Joint Coordinate System for Global Wrist Motion. *Journal of Biomechanics*. 2008; 41: S54.

Hoffmann, R., Krettek, C., Hetkamper, A., Haas, N., & Tscherne, H. [Osteosynthesis of distal radius fractures with biodegradable fracture rods. Results of two years follow-up]. *Unfallchirurg*. 1992; 95(2): 99-105.

Hove, L. M., Krukhaug, Y., Revheim, K., Helland, P., & Finsen, V. Dynamic compared with static external fixation of unstable fractures of the distal part of the radius: a prospective, randomized multicenter study. *J Bone Joint Surg Am*. 2010; 92(8): 1687-1696.

Jenkins, N. H., Jones, D. G., Johnson, S. R., & Mintowt-Czyz, W. J. External fixation of Colles' fractures. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Br*. 1987; 69(2): 207-211.

Jorge-Mora, A. A., Cecilia-Lopez, D., Rodriguez-Vega, V., Suarez-Arias, L., Andres-Esteban, E., Porras-Moreno, M. A., & Resines-Erasun, C. Comparison between external fixators and fixed-angle volar-locking plates in the treatment of distal radius fractures. *J Hand Microsurg*. 2012; 4(2): 50-54.

Kandemir, U., Matityahu, A., Desai, R., & Puttlitz, C. Does a volar locking plate provide equivalent stability as a dorsal nonlocking plate in a dorsally comminuted distal radius fracture?: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2008; 22(9): 605-610.

Kazuki, K., Kusunoki, M., Yamada, J., Yasuda, M., & Shimazu, A. Cineradiographic study of wrist motion after fracture of the distal radius. *J Hand Surg Am*. 1993; 18(1): 41-46.



Krukhaug, Y., Gjerdet, N. R., Lundberg, O. J., Lilleng, P. K., & Hove, L. M. Different osteosyntheses for Colles' fracture: a mechanical study in 42 cadaver bones. *Acta Orthop.* 2009; 80(2): 239-244.

Kulshrestha, V., Roy, T., & Audige, L. Dynamic vs static external fixation of distal radial fractures: A randomized study. *Indian J Orthop.* 2011; 45(6): 527-534.

Lerch, S., Sextro, H. G., Wilken, F., & Wittenberg, C. E. [Clinical and radiological results after distal radius fracture: intramedullary locking nail versus volar locking plate osteosynthesis]. *Z Orthop Unfall.* 2009; 147(5): 547-552.

Leung, K. S., Shen, W. Y., Leung, P. C., Kinninmonth, A. W., Chang, J. C., & Chan, G. P. Ligamentotaxis and bone grafting for comminuted fractures of the distal radius. *J Bone Joint Surg Br.* 1989; 71(5): 838-842.

Lucas-Championnière, J. M. M. Traitement des fractures par le massage et la mobilisation. 1895. Rueff.

M. L. Rawes, J. B. Richardson, J. R. W. Hardy, J. J. Dias (Leicester, UK). Dynamic versus static external fixation of distal radial fractures: a prospective randomized controlled trial. *Injury.* 1995; 26(2): 140.

M.A. Aita, M., M. Assom, M., V. Caiaffa, M., & T. Gausepohl, M. C. G., MD. Operationstechnik Galaxy-Fixationssystem Obere Extremität. 2013. Manual/Instructions for use.Seiten 62. Orthofix Website. <http://web.orthofix.com/sites/Country/Germany/Documents/GF-1101-OPT-G2%20HA%2006-15.pdf>

Mann, K. A., Werner, F. W., & Palmer, A. K. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *J Orthop Res.* 1989; 7(2): 304-306.

McQueen, M. M. Redisplaced unstable fractures of the distal radius. A randomised, prospective study of bridging versus non-bridging external fixation. *J Bone Joint Surg Br.* 1998; 80(4): 665-669.

McQueen, M. M., Hajducka, C., & Court-Brown, C. M. Redisplaced unstable fractures of the distal radius: a prospective randomised comparison of four methods of treatment. *J Bone Joint Surg Br.* 1996; 78(3): 404-409.

Merchan, E. C., Breton, A. F., Galindo, E., Peinado, J. F., & Beltran, J. Plaster cast versus Clyburn external fixation for fractures of the distal radius in patients under 45 years of age. *Orthop Rev.* 1992; 21(10): 1203-1209.

Modi, C. S., Ho, K., Smith, C. D., Boer, R., & Turner, S. M. Dynamic and static external fixation for distal radius fractures—A systematic review. *Injury*. 2010; 41(10): 1006-1011.

Neu, C. P., Crisco, J. J., & Wolfe, S. W. In vivo kinematic behavior of the radio-capitate joint during wrist flexion—extension and radio-ulnar deviation. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(11): 1429-1438.

Oestern, H.-J. Osteosynthese mit Fixateur externe. *OP-JOURNAL*. 2003; 19(01): 28-32.

Omori, S., Moritomo, H., Omokawa, S., Murase, T., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. In vivo 3-dimensional analysis of dorsal intercalated segment instability deformity secondary to scapholunate dissociation: a preliminary report. *J Hand Surg Am*. 2013; 38(7): 1346-1355.

Palmer, A. K. The distal radioulnar joint. *Orthop Clin North Am*. 1984; 15(2): 321-335.

Palmer, A. K., Werner, F. W., Murphy, D., & Glisson, R. Functional wrist motion: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*. 1985; 10(1): 39-46.

Patterson, R. M., Nicodemus, C. L., Viegas, S. F., Elder, K. W., & Rosenblatt, J. Normal wrist kinematics and the analysis of the effect of various dynamic external fixators for treatment of distal radius fractures. *Hand Clin*. 1997; 13(1): 129-141.

Pool, C. Colles's fracture. A prospective study of treatment. *J Bone Joint Surg Br*. 1973; 55(3): 540-544.

Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Schmidt, R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomech*. 2000; 33(10): 1207-1216.

Rausch, S., Klos, K., Stephan, H., Hoffmeier, K., Gras, F., Windolf, M., Gueorguiev, B., Hofmann, G. O., & Muckley, T. Evaluation of a polyaxial angle-stable volar plate in a distal radius C-fracture model—a biomechanical study. *Injury*. 2011; 42(11): 1248-1252.

Rikli, D. A., Honigmann, P., Babst, R., Cristalli, A., Morlock, M. M., & Mittlmeier, T. Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: in vitro and in vivo results. *J Hand Surg Am*. 2007; 32(1): 67-75.

Rikli, D. A., & Regazzoni, P. Fractures of the distal end of the radius treated by internal fixation and early function. A preliminary report of 20 cases. *J Bone Joint Surg Br*. 1996; 78(4): 588-592.

Rogge, R. D., Adams, B. D., & Goel, V. K. An analysis of bone stresses and fixation stability using a finite element model of simulated distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 2002; 27(1): 86-92.

Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A. P., & Bouttens, D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *J Biomech.* 2002; 35(9): 1279-1283.

Ruby, L. K., Cooney, W. P., 3rd, An, K. N., Linscheid, R. L., & Chao, E. Y. Relative motion of selected carpal bones: a kinematic analysis of the normal wrist. *J Hand Surg Am.* 1988; 13(1): 1-10.

Schmit-Neuerburg, K.-P., Berner, W., & Tscherne, H. *Ellenbogen, Unterarm mit 12 Tabellen.* 2001. 3540633006.

Schuind, F. A., Cantraine, F. R., Fabeck, L., & Burny, F. Radiocarpal articular pressures during the reduction of distal radius fractures. *J Orthop Trauma.* 1997; 11(4): 295-299.

Seitz, W. H., Jr., Putnam, M. D., & Dick, H. M. Limited open surgical approach for external fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 1990; 15(2): 288-293.

Sennwald, G. R., Zdravkovic, V., Jacob, H. A., & Kern, H. P. Kinematic analysis of relative motion within the proximal carpal row. *J Hand Surg Br.* 1993; 18(5): 609-612.

Shah, D. S., Middleton, C., Gurdezi, S., Horwitz, M. D., & Kedgley, A. E. The effects of wrist motion and hand orientation on muscle forces: A physiologic wrist simulator study. *Journal of Biomechanics.* 2017; 60: 232-237.

Sommerkamp, T. G., Seeman, M., Silliman, J., Jones, A., Patterson, S., Walker, J., Semmler, M., Browne, R., & Ezaki, M. Dynamic external fixation of unstable fractures of the distal part of the radius. A prospective, randomized comparison with static external fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76(8): 1149-1161.

Steffen, T., Eugster, T., & Jakob, R. P. Twelve years follow-up of fractures of the distal radius treated with the AO external fixator. *Injury.* 1994; 25: SD44-SD54.

Stewart, H. D., Innes, A. R., & Burke, F. D. Factors affecting the outcome of Colles' fracture: an anatomical and functional study. *Injury.* 1985; 16(5): 289-295.

Stoesser, H., Padmore, C. E., Nishiwaki, M., Gammon, B., Langohr, G. D. G., & Johnson, J. A. Biomechanical Evaluation of Carpal Kinematics during Simulated Wrist Motion. *J Wrist Surg.* 2017; 6(2): 113-119.

Strassmair, M., Wilhelm, K., Friedel, R., & Dönicke, T. (2011). Distale Radiusfraktur (Verletzung der distalen radioulnaren Funktionseinheit). In H. Towfigh, R. Hierner, M. Langer, & R. Friedel (Eds.), *Handchirurgie* (pp. 769-818). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Strassmair, M., Wilhelm, K., Friedel, R., & Dönicke, T. (2014). Distale Radiusfraktur (Verletzung der distalen radioulnaren Funktionseinheit). In H. Towfigh, R. Hierner, M. Langer, & R. Friedel (Eds.), *Frakturen und Luxationen der Hand* (pp. 295-352). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Strauss, E. J., Banerjee, D., Kummer, F. J., & Teiwani, N. C. Evaluation of a novel, nonspanning external fixator for treatment of unstable extra-articular fractures of the distal radius: biomechanical comparison with a volar locking plate. *J Trauma.* 2008; 64(4): 975-981.

Valero-Cuevas, F. J., & Small, C. F. Load dependence in carpal kinematics during wrist flexion in vivo. *Clinical Biomechanics.* 1997; 12(3): 154-159.

van Dijk, J. P., & Laudy, F. G. J. Dynamic external fixation versus non-operative treatment of severe distal radial fractures. *Injury.* 1996; 27(1): 57-61.

Vidal, J., Buscayret, C., Fischbach, C., Brahini, B., Paran, M., & Escare, P. [New method of treatment of comminuted fractures of the lower end of the radius: "ligamentary taxis"]. *Acta Orthop Belg.* 1977; 43(6): 781-789.

Viegas, S. F., Patterson, R., Peterson, P., Roefs, J., Tencer, A., & Choi, S. The effects of various load paths and different loads on the load transfer characteristics of the wrist. *J Hand Surg Am.* 1989; 14(3): 458-465.

Waldt, S., Eiber, M., & Wörtler, K. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie 75 Tabellen. 2011. 212 9783131497215. Thieme.

Walenkamp, M. M., de Muinck Keizer, R. J., Goslings, J. C., Vos, L. M., Rosenwasser, M. P., & Schep, N. W. The Minimum Clinically Important Difference of the Patient-rated Wrist Evaluation Score for Patients With Distal Radius Fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2015; 473(10): 3235-3241.

Wendt, M., Wichelhaus, A., Beck, M., Gierer, P., Kundt, G., Mittlmeier, T., & Gradl, G. Nicht gelenküberbrückender Fixateur externe vs. palmare

winkelstabile Plattenosteosynthese in der Behandlung der distalen extraartikulären Radiusfraktur. Obere Extremität. 2009; 4(4): 209-216.

Werner, F. W., Palmer, A. K., Somerset, J. H., Tong, J. J., Gillison, D. B., Fortino, M. D., & Short, W. H. Wrist joint motion simulator. J Orthop Res. 1996; 14(4): 639-646.

Windolf, M., Schwieger, K., Ockert, B., Jupiter, J. B., & Gradl, G. A novel non-bridging external fixator construct versus volar angular stable plating for the fixation of intra-articular fractures of the distal radius--a biomechanical study. Injury. 2010; 41(2): 204-209.

Wolfe, S. W., Austin, G., Lorenze, M., Swigart, C. R., & Panjabi, M. M. A biomechanical comparison of different wrist external fixators with and without K-wire augmentation. J Hand Surg Am. 1999; 24(3): 516-524.

Youm, Y., McMurthy, R. Y., Flatt, A. E., & Gillespie, T. E. Kinematics of the wrist. I. An experimental study of radial-ulnar deviation and flexion-extension. J Bone Joint Surg Am. 1978; 60(4): 423-431.

Young, B. T., & Rayan, G. M. Outcome following nonoperative treatment of displaced distal radius fractures in low-demand patients older than 60 years. J Hand Surg Am. 2000; 25(1): 19-28.

1

## Cross-cultural adaptation of the PRWE into German / M. John et al. / 2008

keinerlei Schwierigkeiten											nicht möglich	trifft nicht zu
9. Die betroffene Hand nutzen, um von einem Stuhl aufzustehen	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>
10. Mit der betroffenen Hand einen 5 kg schweren Gegenstand tragen	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>
11. Mit der betroffenen Hand das Toilettenpapier benutzen	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>

Funktionsfähigkeit - Gewöhnliche Tätigkeiten

Bitte geben Sie an, wie viele Schwierigkeiten Sie in der letzten Woche bei Ihren gewöhnlichen Tätigkeiten in jedem der unten genannten Bereiche hatten. Bitte füllen Sie die Zahl von 0 bis 10 aus, die das Ausmass Ihrer Schwierigkeiten am besten beschreibt. Unter „gewöhnliche Tätigkeiten“ verstehen wir die Aktivitäten, die Sie ausführten, bevor die Probleme mit Ihrem Handgelenk begannen. Null (0) bedeutet, dass Sie keinerlei Schwierigkeiten hatten und Zehn (10) bedeutet, dass Sie so große Schwierigkeiten hatten, dass Sie keine dieser gewöhnlichen Tätigkeit ausführen konnten. Wenn Sie eine Tätigkeit niemals ausgeführt haben, kreuzen Sie bitte den Punkt „trifft nicht zu“ an.

12. Persönliche Körperpflege (Anziehen, Waschen)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>
13. Hausarbeit (Putzen, Aufräumen, kleine Reparaturen)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>
14. Arbeit (Beruf oder Alltagstätigkeiten)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>
15. Freizeitaktivitäten	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	<input type="checkbox"/>

Reference:

John M, Angst F, Awiszus F, Pap G, MacDermid JC, Simmen BR.  
The Patient-Rated Wrist Evaluation (PRWE): cross-cultural adaptation into German and evaluation of its psychometric properties. *Clin Exp Rheumatol*. 2008 Nov-Dec; 26(6):1047-105.

Address for correspondence:

Michael John, MD  
Special MD for Orthopaedics & Traumatology  
Department of Orthopaedics  
Otto-von-Guericke University, Magdeburg  
Leipziger Str. 44  
39120 Magdeburg  
Germany  
Tel.: 0049 391 67 14035  
Fax: 0049 391 67 14098  
E-Mail: [michaiohn100@web.de](mailto:michaiohn100@web.de)  
[michael.john@med.ovgu.de](mailto:michael.john@med.ovgu.de)

## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

DER

**DASH-Fragebogen**

Anhang

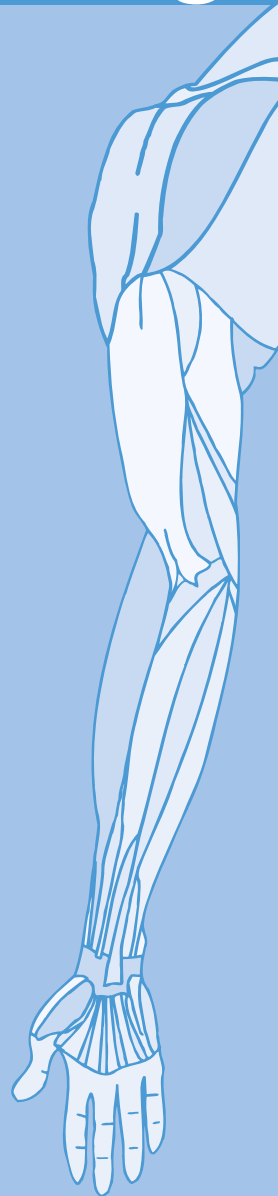
**ANLEITUNG**

Dieser Fragebogen beschäftigt sich sowohl mit Ihren Beschwerden als auch mit Ihren Fähigkeiten, bestimmte Tätigkeiten auszuführen.

Bitte beantworten Sie *alle Fragen* gemäß Ihrem Zustand in der vergangenen Woche, indem Sie einfach die entsprechende Zahl ankreuzen.

Wenn Sie in der vergangenen Woche keine Gelegenheit gehabt haben, eine der unten aufgeführten Tätigkeiten durchzuführen, so wählen Sie die Antwort aus, die Ihrer Meinung nach *am ehesten* zutreffen würde.

Es ist nicht entscheidend, mit welchem Arm oder welcher Hand Sie diese Tätigkeiten ausüben. Antworten Sie Ihrer Fähigkeit entsprechend, ungeachtet, wie Sie die Aufgaben durchführen konnten.



© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.

Deutsche Version:

Günter Germann, Angela Harth, Gerhard Wind, Erhan Demir.  
University of Heidelberg.



## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

Bitte schätzen Sie Ihre Fähigkeit ein, wie Sie folgende Tätigkeiten in der vergangenen Woche durchgeführt haben, indem Sie die entsprechende Zahl ankreuzen.

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. Ein neues oder festverschlossenes Glas öffnen	1	2	3	4	5
2. Schreiben	1	2	3	4	5
3. Einen Schlüssel umdrehen	1	2	3	4	5
4. Eine Mahlzeit zubereiten	1	2	3	4	5
5. Eine schwere Tür aufstoßen	1	2	3	4	5
6. Einen Gegenstand über Kopfhöhe auf ein Regal stellen	1	2	3	4	5
7. Schwere Hausarbeit (z. B. Wände abwaschen, Boden putzen)	1	2	3	4	5
8. Garten- oder Hofarbeit	1	2	3	4	5
9. Betten machen	1	2	3	4	5
10. Eine Einkaufstasche oder einen Aktenkoffer tragen	1	2	3	4	5
11. Einen schweren Gegenstand tragen (über 5kg)	1	2	3	4	5
12. Eine Glühbirne über Ihrem Kopf auswechseln	1	2	3	4	5
13. Ihre Haare waschen oder föhnen	1	2	3	4	5
14. Ihren Rücken waschen	1	2	3	4	5
15. Einen Pullover anziehen	1	2	3	4	5
16. Ein Messer benutzen, um Lebensmittel zu schneiden	1	2	3	4	5
17. Freizeitaktivitäten, die wenig körperliche Anstrengung verlangen (z. B. Karten spielen, Stricken, usw.)	1	2	3	4	5
18. Freizeitaktivitäten, bei denen auf Ihren Arm, Schulter oder Hand Druck oder Stoß ausgeübt wird (z.B. Golf, Hämmern, Tennis, usw.) <sup>1</sup>	1	2	3	4	5
19. Freizeitaktivitäten, bei denen Sie Ihren Arm frei bewegen (z. B. Badminton, Frisbee)	1	2	3	4	5
20. Mit Fortbewegungsmitteln zurecht zukommen (um von einem Platz zum anderen zu gelangen)	1	2	3	4	5
21. Sexuelle Aktivität	1	2	3	4	5

## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

22. In welchem Ausmaß haben Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme Ihre normalen sozialen Aktivitäten mit Familie, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen während der vergangenen Woche beeinträchtigt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Überhaupt nicht	Ein wenig	Mäßig	Ziemlich	Sehr
1	2	3	4	5

23. Waren Sie in der vergangenen Woche durch Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme in Ihrer Arbeit oder anderen alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Überhaupt nicht eingeschränkt	Ein wenig eingeschränkt	Mäßig eingeschränkt	Sehr eingeschränkt	Nicht möglich
1	2	3	4	5

Bitte schätzen Sie die Schwere der folgenden Symptome während der letzten Woche ein. (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die entsprechende Zahl an)

	Keine	Leichte	Mäßige	Starke	Sehr starke
24. Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
25. Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand während der Ausführung einer bestimmten Tätigkeit	1	2	3	4	5
26. Kribbeln (Nadelstiche) in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
27. Schwächegefühl in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
28. Steifheit in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5

29. Wie groß waren Ihre Schlafstörungen in der letzten Woche aufgrund von Schmerzen im Schulter-, Arm- oder Handbereich? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1	2	3	4	5

30. Aufgrund meiner Probleme im Schulter-, Arm- oder Handbereich empfinde ich meine Fähigkeiten als eingeschränkt, ich habe weniger Selbstvertrauen oder ich fühle, dass ich mich weniger nützlich machen kann. (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Stimme überhaupt nicht zu	Stimme nicht zu	Weder Zustimmung noch Ablehnung	Stimme zu	Stimme sehr zu
1	2	3	4	5

DASH Wert für Behinderung/Symptome =  $\frac{[(\text{Summe der } n \text{ Antwortpunkte}) - 1] \times 25}{n}$

wobei n der Anzahl der beantworteten Fragen entspricht

Wurden mehr als 3 Fragen nicht beantwortet, so darf ein DASH Wert nicht berechnet werden.

## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

### SPORT- UND MUSIK-MODUL (OPTIONAL)

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den Einfluss Ihres Schulter-, Arm- oder Handproblems auf das Spielen Ihres Musikinstrumentes oder auf das Ausüben Ihres Sports oder auf beides.

Wenn Sie mehr als ein Instrument spielen oder mehr als eine Sportart ausüben (oder beides), so beantworten Sie bitte die Fragen in Bezug auf das Instrument oder die Sportart, die für Sie am wichtigsten ist.

Bitte geben Sie dieses Instrument bzw. diese Sportart hier an:

☐ Ich treibe keinen Sport oder spiele kein Instrument (Sie können diesen Bereich auslassen).

Bitte kreuzen Sie die Zahl an, die Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt. Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	1	2	3	4	5
2. Aufgrund der Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	1	2	3	4	5
3. So gut Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben wie Sie es möchten?	1	2	3	4	5
4. Die bisher gewohnte Zeit mit dem Spielen Ihres Musikinstrumentes oder mit Sporttreiben zu verbringen?	1	2	3	4	5

### ARBEITS- UND BERUFS-MODUL (OPTIONAL)

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den Einfluss Ihres Schulter-, Arm- oder Handproblems auf Ihre Arbeit (einschließlich Haushaltsführung, falls dies Ihre Hauptbeschäftigung ist).

Bitte geben Sie Ihre/n Arbeit/Beruf hier an:

☐ Ich bin nicht berufstätig (Sie können diesen Bereich auslassen).

Bitte kreuzen Sie die Zahl an, die Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt. Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise zu arbeiten?	1	2	3	4	5
2. Aufgrund der Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand Ihre übliche Arbeit zu erledigen?	1	2	3	4	5
3. So gut zu arbeiten wie Sie es möchten?	1	2	3	4	5
4. Die bisher gewohnte Zeit mit Ihrer Arbeit zu verbringen?	1	2	3	4	5

**Auswertung der optionalen Module:** Die Antwortpunkte der Fragen werden summiert; durch 4 (Anzahl der Fragen) dividiert; 1 wird subtrahiert und danach mit 25 multipliziert. Für die Auswertung eines optionalen Moduls dürfen keine Antworten fehlen.



**Institute  
for Work &  
Health**

Research Excellence  
Advancing Employee  
Health

INSTITUTE FOR WORK & HEALTH 2006. ALL RIGHTS RESERVED.

**11 Danksagung**

Aus datenschutzrechtlichen Gründen an dieser Stelle entfernt.

**12 Eidesstattliche Erklärung**

Aus datenschutzrechtlichen Gründen an dieser Stelle entfernt.

**13      Lebenslauf**

Aus datenschutzrechtlichen Gründen an dieser Stelle entfernt.